

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Realizace řízeného kardiostimulátoru

Implementation of Controlled Pacemaker

2014

Bc. Michal Heczko

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Michal Heczko**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Realizace řízeného kardiostimulátoru**  
**Implementation of Controlled Pacemaker**

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou snímání a stimulace srdeční činnosti.
2. Seznámení se s problematikou intrakardiálních kardiostimulátorů.
3. Návrh a realizace řízeného kardiostimulátoru P vlnou.
4. Provedení experimentů na simulátorech.
5. Zhodnocení a popis výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I*. Praha: ČVUT Praha, 1992. 204 s. ISBN 978-8001008843.
- [2] PENHAKER, M., M. IMRAMOVSKÝ, P. TIEFENBACH a F. KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje učební texty*. Ostrava: VŠB - TU Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] PEREZ, Reinaldo. *Design of Medical Electronic Devices*. 1st Edition. San Diego(USA): Academic Press, 2002. 296 s. ISBN 0125507119.
- [4] *Medical instrumentation: Application and Design*. 3rd ed. Editor John G. WEBSTER. New York: John Wiley, 1998. 691 s. ISBN 0471153680.
- [5] CARR, J. Joseph and John M. BROWN. *Introduction to Biomedical Equipment Technology*. 4th Edition. Upper Saddle River, New Jersey(USA): Prentice Hall, 2000. 743 s. ISBN 0130104922.
- [6] MACKAY, Stuart R. *Bio-Medical Telemetry: Sensing and Transmitting Biological Information from Animals and Man*. 2nd Edition. Wiley-IEEE Press, 1998. 556 s. ISBN 0780347188.
- [7] FRADEN, Jacob. *Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications (Handbook of Modern Sensors)*. 3rd Edition. NY(USA): Springer, 2003. 589 s. ISBN 0387007504.
- [8] OLANSEN, Jon B. and Eric ROSOW. *Virtual Bio-Instrumentation: Biomedical, Clinical, and Healthcare Applications in LabVIEW*. Upper Saddle River(USA): Prentice Hall, 2002. 608 s. ISBN 0130652164.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

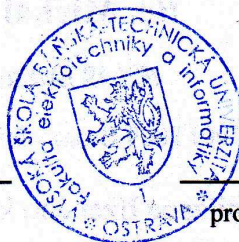
Vedoucí diplomové práce: **Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
*děkan fakulty*

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.



Bc. Michal Heczko

Datum odevzdání diplomové práce: 6.5.2014

V Ostravě

dne: 6.5.2014

## **Poděkování**

*Touto cestou bych chtěl velice poděkovat panu Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za odborné vedení, poskytnutí cenných rad a informací k diplomové práci. Dále děkuji panu Ing. Tomáši Klinkovskému za odborné rady v oblasti hardwarové problematiky. V poslední řadě také děkuji panu doc. Ing. Ludvíku Kovalovi, Ph.D. za zpřístupnění laboratoře pro realizaci.*

## **ABSTRAKT**

Diplomová práce se zabývá realizací kardiostimulátoru řízeného P vlnou s využitím prostředků National Instruments. Konkrétně za pomoci hardwarového zařízení NI Elvis II+ a kompatibilního programu LabView. Skládá se z teoretické a praktické části.

Teoretická část je zaměřena na elektrofyzilogii srdce, možné poruchy přenosu akčního potenciálu srdcem a způsoby technické kompenzace těchto poruch. Dále se zabývá důvody použití kardiostimulátorů, jejich dělení a principy fungování se zaměřením na konkrétní kardiostimulátor řízený P vlnou.

Praktická část obsahuje způsob realizace kardiostimulátoru. Jsou zde představeny principy fungování hardwarového zařízení i programového kódu. Výsledkem celé praktické části je simulace naprogramovaného stimulatoru.

## **Klíčová slova**

Srdce, EKG, Kardiostimulátor, P vlna, NI Elvis II+, LabVIEW

## **ABSTRACT**

The thesis deals with realization of a pacemaker driven by P wave using resources of National Instruments. Specifically, with help of a hardware device NI Elvis II+ and compatible program LabView. There is a theoretical and a practical part of the thesis.

The theoretical part is focused on cardiac electrophysiology, the possible failures of transmission of the action potential by heart and ways of technical compensation for those failures. It also deals with reasons for use of pacemakers, their types and principles of operation focused on the specific pacemaker driven by P wave.

The practical part describes a method of realization of the pacemaker. Here are introduced principles of operation of the hardware device and of the program code. The result of the practical part is a simulation of the programmed stimulator.

## **Key words**

Heart, ECG, Pacemaker, P wave, NI Elvis II+, LabVIEW

### Seznam použitých symbolů a zkratk

A	Síň
A/D	Analogově digitální převodník
AC	Střídavý proud
AV	Atrioventrikulární uzlík
aVX	Goldbergovy zesílené svody
CS	Koronární sinus
D	Obojí (Síň i komora)
D/A	Digitálně analogový převodník
DAQ	Pořizování dat v LabView
DC	Stejnoseměrný proud
DIFF	Symetrický
EKG	Elektrokardiografie
FIFO	Vyrovňovací paměť (First-In-First-Out)
HIS	Hisův svazek
HRA	Horní část pravé síně
I	Inhibice stimulace
LA	Levá síň
LV	Levá komora
NI	National Instruments
NRSE	Asymetrický vstup s jedním uzemněným kontaktem
R	Rate respiration
RA	Pravá síň
RSE	Asymetrický vstup
RV	Pravá komora
RVA	Dolní část pravé komory
SA	Sinoatriální uzlík
T	Spouštění stimulace
V	Komora
V <sub>x</sub>	Wilsonovy svody

# OBSAH

<b>ÚVOD.....</b>	<b>10</b>
<b>TEORETICKÁ ČÁST .....</b>	<b>11</b>
<b>1 SNÍMÁNÍ ELEKTRICKÉ AKTIVITY SRDCE .....</b>	<b>11</b>
1.1 Elektrická aktivita srdeční.....	11
1.2 Neinvazivní snímání elektrické aktivity srdce .....	12
1.3 Invazivní snímání elektrické aktivity .....	13
1.4 Poruchy srdečního rytmu .....	15
<b>2 STIMULACE SRDEČNÍ ČINNOSTI.....</b>	<b>17</b>
2.1 Stimulační impulz .....	18
2.2 Amplituda a šířka stimulačního impulsu .....	18
<b>3 KARDIOSTIMULÁTORY .....</b>	<b>20</b>
3.1 Dělení kardiostimulátorů.....	20
3.2 Kardiostimulační režimy .....	21
3.3 Dlouhodobá kardiostimulace .....	22
3.3.1 Kardiostimulátory řízené P vlnou .....	22
3.4 Základní bloky implantabilního kardiostimulátoru.....	24
3.5 Blokové schéma kardiostimulátoru řízeného P vlnou společnosti SIEMENS Aktiengesellschaft .....	25
3.6 Základní prvky kardiostimulační techniky .....	26
3.6.1 Pouzdro a hlavice .....	26
3.6.2 Kardiostimulační elektrody .....	27
3.6.3 Napájení kardiostimulátorů.....	28
<b>4 MĚŘÍCÍ SYSTÉM NI ELVIS II+ .....</b>	<b>29</b>
4.1 Základní zapojení měřicího systému.....	29
4.2 Připojení signálu .....	30
4.2.1 Analogový vstup .....	30
4.2.2 Analogový výstup .....	31
4.2.3 Napájecí napětí nepájitvého pole .....	31
<b>PRAKTICKÁ ČÁST.....</b>	<b>32</b>



<b>5</b>	<b>NÁVRH ŘÍZENÉHO KARDIOSTIMULÁTORU.....</b>	<b>32</b>
<b>6</b>	<b>REALIZACE ŘÍZENÉHO KARDIOSTIMULÁTORU.....</b>	<b>33</b>
6.1	Základní blokové schéma kardiostimulátoru .....	33
6.2	Hardware .....	34
6.3	Software .....	35
6.3.1	Block diagram (blokový diagram) .....	35
6.3.2	Front panel (čelní panel) .....	46
	<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>52</b>
	<b>ZDROJE .....</b>	<b>53</b>
	<b>SEZNAM PŘÍLOH.....</b>	<b>55</b>

## ÚVOD

Lidské srdce tvoří nedílnou součást celého organismu. Jeho správné fungování ovlivňuje nejen udržování homeostázy, ale také psychickou a celkovou pohodu jedince. Je řada poruch srdečního rytmu, které tyto faktory potlačují. Člověk v těchto případech není schopen plnohodnotného života, je odkázán na péči lékařů. Avšak v současné době existuje mnoho léků a technologií, které se snaží tuto situaci kompenzovat. Dnešní technologie umožňují léčit i takové nemoci, které byly v dřívějších dobách neléčitelné. Mezi než patří i pomalé poruchy srdečního rytmu, které lze kompenzovat pomocí kardiostimulátorů.

Kardiostimulátory prošly za posledních 60 let řadou technických změn. První stimulátory byly konstruovány z diskrétních součástek a jejich vybití následovalo řadově za několik týdnů. Technický pokrok se však jako ve většině odvětví nezastavil. Rozvíjí se jak softwarové, tak hardwarové zázemí přístroje, tím se také rozšiřuje množství arytmií, které jsou schopny léčit. Současné stimulátory fungují jako malí naprogramovaní roboti. Už není riziko, že by musely být reimplantovány během několika týdnů, jich životnost se prodloužila díky kvalitnějším bateriím až řadově o několik let. Novodobé kardiostimulátory umožňují i monitorování případných poruch srdečního rytmu a zaznamenávání jich do paměti. Lékař pak může zhodnotit tyto poruchy i po pár týdnech či měsících po atace.

Diplomová práce, s ohledem na obsáhlou problematiku kardiostimulátorů, je zaměřena na vybrané problémy s nimi spojené a to na implantabilní kardiostimulátory, konkrétně kardiostimulátory řízené P vlnou. Tento způsob řízení srdeční poruchy, nejlépe nahrazuje převodní systém srdeční, za předpokladu, že je zachována automacie řízena ze sinusového uzlu.

Cílem diplomové práce je návrh a realizace implantabilního kardiostimulátoru řízeného P vlnou. Při sestavování je použito hardwarové prostředí NI Elvis II+ s programem LabVIEW využívajícím grafický programovací jazyk G.

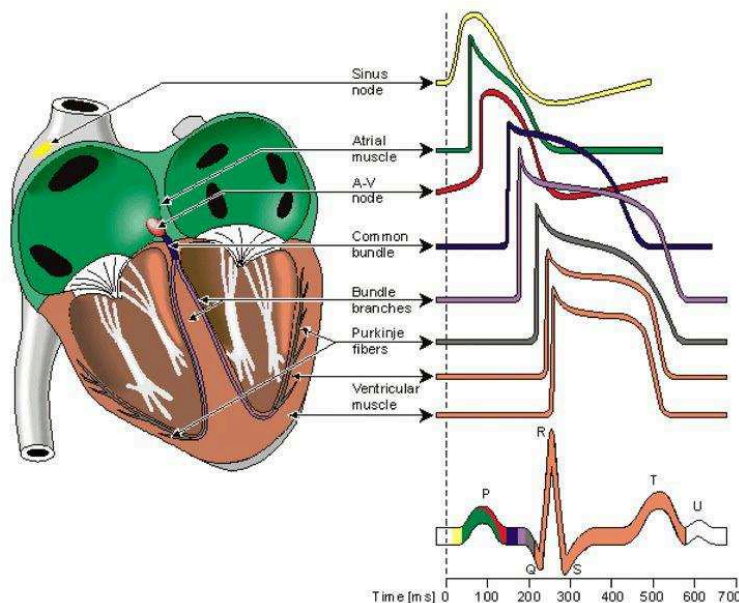
# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 SNÍMÁNÍ ELEKTRICKÉ AKTIVITY SRDCE

Snímání srdeční činnosti je nedílnou součástí při zjišťování příčin poruchy srdečního rytmu. Lékaři na základě této metody mohou posoudit elektrickou aktivitu srdce. Srdce při své práci vytváří nevelké elektrické napětí, které se šíří organismem až na povrch těla, kde ho je možné snímat pomocí EKG přístroje. Pravidelné změny tohoto napětí jsou známy jako EKG křivka. Křivka má u zdravého organismu pravidelný tvar a v pravidelných intervalech se opakuje. V případě poruchy srdečního rytmu dojde ke změně elektrické aktivity, což je faktor, který indikuje patologické projevy v srdci. [1]

### 1.1 Elektrická aktivita srdeční

Buňky srdečního svalu jsou typickými vzrušivými elementy, a proto adekvátní podráždění jejich buněčné membrány vyvolá příslušnou elektrickou odpověď, zvanou akční potenciál. Akční potenciály jednotlivých buněk převodního systému srdečního jsou zobrazeny na obrázku 1, kdy vodorovná osa označuje časový posun vzniku akčního potenciálu. [2]



Obr. 1: Rozložení Akčního potenciálu převodního systému [3]

Srdce je tvořeno dvěma typy buněk. Buňky pracovního myokardu předsíní a komor nejsou nadány automacií, a tedy akční potenciál je generován šířením vzruchu. Buňky převodního systému jsou vybaveny schopností autonomie, automacie a rytmicity. Probíhá u nich spontánně pomalá změna membránového potenciálu směrem ke spouštěcí úrovni. Dosáhne-li spontánní depolarizace spouštěcí úrovně, vzniká akční potenciál. Jakmile skončí akční potenciál, hodnota membránového potenciálu se opět pomalu přibližuje spouštěcí úrovni. Po dosažení této úrovně

následuje další akční potenciál. Takový to mechanismus tvorby akčního potenciálu se stále opakuje a tyto buňky proto fungují jako zdroj vzruchu.

Za fyziologických podmínek je za tvorbu vzruchů odpovědný sinoatriální (SA) uzel, kde je spontánní depolarizace nejrychlejší a proto nejdříve dosáhne spouštěcí úrovně. Ze SA uzlu se podráždění šíří celou síňovou stěnou až k atrioventrikulárnímu (AV) uzlu. Rychlost šíření vzruchu síní postupně vzrůstá, kdy dosahuje rychlosti 0,8 až 1,8 m/s. Tato změna membránového napětí síňových buněk se označuje jako depolarizace síní a na EKG křivce je charakteristická jako vlna P. [2]

Vlivem fibrózní tkáně v oblasti AV uzlu dochází k poklesu rychlosti šíření řádově až na hodnotu 0,05 m/s. V důsledku tohoto faktu dochází ke zpoždění aktivace Hisova svazku vůči aktivaci AV uzlu přibližně o 40 ms. Po zpomalení rychlosti šíření v AV uzlu, začíná vzruch nabírat rychlost v Hisově svazku. Z Hisova svazku se dále šíří přes levé a pravé Tawarovo raménko, což je patrné na EKG křivce jako negativní kmit Q (začátek depolarizace komor). Celý převodní systém srdeční je zakončen Purkyňovými vlákny rozmístěnými po celé srdeční svalovině. Průběh depolarizace komor se projeví na EKG křivce jako pozitivní kmit R, končící depolarizace je registrována jako negativní kmit S.

Ve fázi, kdy je myokard plně depolarizován, nastává klidové období, kdy není myokard elektricky aktivní (ST úsek). Poté nastává období, kdy dochází k postupné repolarizaci srdeční svaloviny, což se projeví na EKG jako pozitivní vlna T. Čímž je ukončen celý srdeční cyklus. Nastává období bez srdeční aktivity, až do doby, kdy je opět vyslán impuls z SA uzlu. [4]

## 1.2 Neinvazivní snímání elektrické aktivity srdce

V současnosti se pro neinvazivní snímání elektrické aktivity srdeční používá nejčastěji dvanácti svodové EKG. Tento systém umožňuje snímat napětí mezi různými místy na končetinách a hrudníku vyšetřovaného pacienta.

V rámci dvanácti svodového EKG se využívá 3 typů svodů:

- a) Eithovenovy končetinové svody
- b) Godbergovy končetinové svody
- c) Wilsonovy hrudní svody

Eithovenovy svody jsou bipolární a jsou označeny římskými číslicemi I, II a III. Snímáme vždy aktivitu mezi dvěma elektrodami umístěnými na končetinách. První svod snímáme mezi pravou a levou paží, druhý svod mezi pravou paží a pravou nohou a třetí svod mezi levou paží a levou nohou. Na pravé noze se nachází ještě čtvrtá elektroda, která však neslouží ke snímání. Tato elektroda zapojuje do obvodu zpětné vazby, kde slouží ke snížení souhlasné složky signálu na vstupu předzesilovače.

Goldbergovy svody jsou unipolární a označují se: aVR, aVL a aVF. Snímá se vždy aktivita z elektrody jedné paže, přičemž ostatní dvě elektrody jsou propojeny přes odpor 5 k $\Omega$  a tvoří referenční svorku. Svod aVR se snímá z pravé paže, aVL z levé paže a aVF z levé nohy.

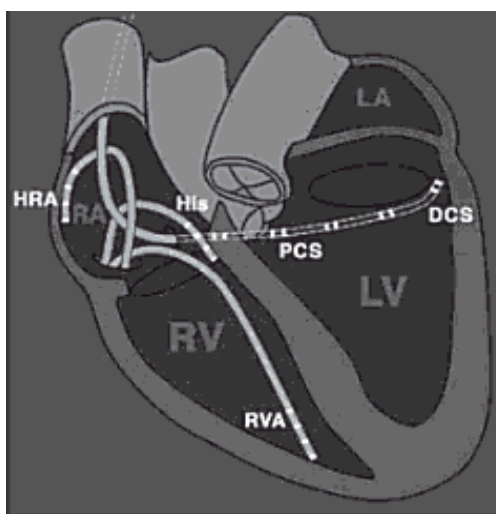
Wilsonovy svody jsou taktéž unipolární a jsou označeny V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub>, V<sub>3</sub>, V<sub>4</sub>, V<sub>5</sub>, V<sub>6</sub>. Snímáme vždy aktivitu z každého svodu vůči referenční svorce. Tato svorka je tvořena spojením tří končetinových elektrod přes odpor 5 k $\Omega$ . [5]

### 1.3 Invazivní snímání elektrické aktivity

Za pomoci povrchového dvanácti svodového EKG, lze získat rozsáhlé informace o srdečním rytmu a jeho abnormalitách, ale nelze stanovit přesnou diagnózu a mechanismus nebo místo vzniku arytmie k nasměrování správné léčby. [6]

K potvrzení či vyloučení závažných arytmí se používá invazivní způsob kardiologického vyšetření tzv. elektrofyzilogické vyšetření. Elektrické projevy lze sledovat elektrodami zavedenými do srdce buďto epimyokardiálně (tzn. na zevní stranu srdeční stěny) nebo endokardiálně (tzn. přímo do srdce). Intrakardiální záznam elektrické aktivity se označuje jako elektrogram. [7]

Elektrodové katétry, které se používají jak pro nahrávání záznamu, tak pro srdeční stimulaci jsou multipolární a zavádějí se cestou periferních žil. S využitím fluoroskopického vodiče se zavádějí do horní části pravé síně (HRA), Hisova svazku (His), do dolní části pravé komory (RVA) a někdy se zavádí do oblasti koronárního sinu (CS). Možnosti zavedení katétru jsou viditelné na obrázku 2. Na obrázku je srdce rozděleno do čtyř částí, a to na pravá síň (RA), pravá komora (RV), levá síň (LA) a levá komora (LV). Levostranná katetrizace srdce se používá méně. Používá se převážně z terapeutických důvodů, a to při ablací komorové tachykardie nebo levostranné přídatné spojky.

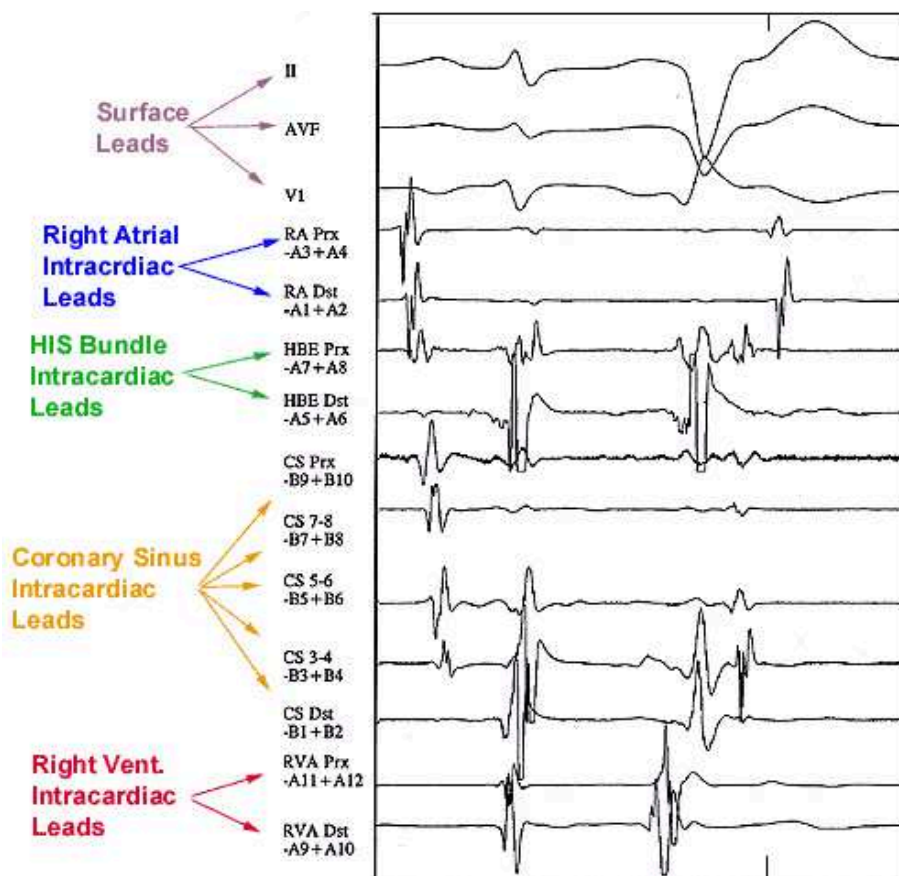


Obr. 2: Místa zavádění elektrodoých katétrů [6]

Jakmile jsou elektrodové katétry správně zavedené, připojí se k spojovacímu boxu. Elektrokardiogramy se zaznamenávají současně na osciloskopický záznamník disponující více kanály. Hodnota nejlepších filtrů, ostrých nitrosrdečních signálů, se pohybuje mezi 30 – 40 a 500 Hz. Všechny nástroje sloužící k elektrofyziologickému vyšetření jsou spolehlivě uzemněny. Na osciloskopickém záznamníku se kromě intrakardiálních signálů zaznamenává i několik povrchových elektrokardiografických svodů. [6]

Křivky intrakardiálních elektrogramů se dosti liší od křivek z povrchového záznamu EKG. Je to způsobeno jednak umístěním elektrod, dále rozdílným nastavením vstupních filtrů a hlavně malou vzájemnou vzdáleností snímacích pólů elektrod. [7]

Na obrázku 3 je vidět záznam z bipolárního intrakardiálního elektrogramu. První tři kanály záznamu zobrazují povrchové EKG a to konkrétně Eithovenův svod II, Goldbergův zesílený svod aVF a Wilsonův hrudní svod V1. Pak následují dva intrakardiální svody z pravé síně, dva z Hisova svazku, pět z koronárního sinu a dva z pravé komory. [8]



Obr. 3: Povrchový a intrakardiální elektrogram [8]

## 1.4 Poruchy srdečního rytmu

Poruchy srdečního rytmu se též označují jako arytmie. Lze je definovat, jako odchylku od normální srdeční frekvence nebo rytmu, přičemž tato odchylka nemá fyziologické odůvodnění. Příčiny, které mohou za vznik arytmí, se dělí do dvou hlavních kategorií. První kategorii tvoří poruchy vzniklé v důsledku abnormální tvorby vzruchu, druhou poruchy vzniklé v důsledku poruchy převodu vzruchu převodním systémem. [6]

Poruchy tvorby vzruchu lze rozdělit do tří základních skupin. Rozdělení je dáno místem vzniku poruchy tvorby vzruchu.

a) Sinusové arytmie

- Sinusová tachykardie a bradykardie
- Sinusová arytmie
- Sinusová zástava
- Sick sinus syndrom

b) Supraventrikulární arytmie

- Supraventrikulární extrasystoly
- Supraventrikulární tachykardie (může být multifokální)
- Fibrilace a flutter síní
- Putující pacemaker

c) Komorové arytmie

- Komorová extrasystola
- Komorová tachykardie a fibrilace
- Komorový flutter
- Komorová zástava

Arytmie vzniklé v důsledku poruchy vedení vzruchu lze rozdělit do čtyř základních skupin. Rozdělení je pak opět dáno místem vzniku poruchy vedení.

a) Sinoatriální blokáda I. až III. stupně

b) Atrioventrikulární blokáda I. až III. stupně

c) Raménkové blokády

d) Syndrom preexcitace

Arytmie však mohou vznikat i kombinací obou poruch. Mezi tyto poruchy patří parasystolie. [9]

Z hlediska implantace trvalého kardiostimulátoru, jsou nejdůležitější poruchy srdečního rytmu se srdeční frekvencí pod 40/min. Mezi tyto arytmie patří bradykardie a symptomatická bradykardie. Konkrétních indikací pro trvalou kardiostimulaci je velké množství. Existují doporučené postupy pro zavedení trvalé kardiostimulace, na jejichž vytváření se podílí pracovní skupina arytmie a trvalé kardiostimulace České kardiologické společnosti. [10]

Pro přiblížení problematiky arytmií určených k léčbě kardiostimulátorem, jsou níže uvedeny nejběžnější poruchy srdečního rytmu určeny k urgentnímu řešení.



Obr. 4: Atrioventrikulární blokáda II. stupně I. typu (Wenckebach) [11]

AV blokáda II. stupně I. typu je charakteristická prodlužováním PQ intervalu tak dlouho, až vypadne QRS komplex, tzn. vzruch se na komoru nepřevede. [9]



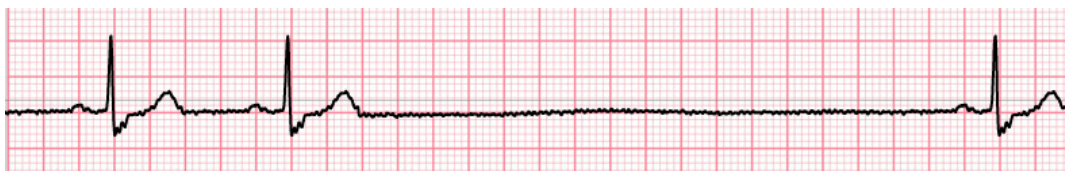
Obr. 5: Atrioventrikulární blokáda II. stupně II. typu (Mobitz) [11]

AV blokáda II. stupně II. typu se vyznačuje konstantním intervalem PQ s náhlým nepřevedením vzruchu ze síně na komoru, tzn. v určitých intervalech vypadne QRS komplex. [9]



Obr. 6: Atrioventrikulární blokáda III. stupně [11]

AV blokáda III. stupně se vyznačuje tím, že ze síně na komoru se nepřevede žádný impuls. Síně a komory pracují vlastním, na sobě nezávislým rytmem. [9]



Obr. 7: Sinusová zástava (sinus arrest) [11]

Sinusová zástava je charakterizována bloádou vzniku vzruchu v SA uzlu. Většinou se jedná o blokádu dočasnou. Na obrázku 7 je patrná dlouhá diastolická pauza bez elektrické aktivity síní. [9]



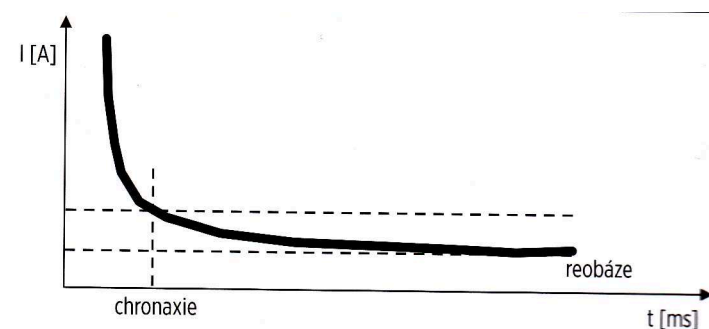
## 2 STIMULACE SRDEČNÍ ČINNOSTI

Stimulace je založena na vytvoření elektrického pole mezi stimulačními póly elektrod a okolní srdeční svalovinou. Toto elektrické pole se vytvoří přivedením elektrického stimulačního impulsu. Aby stimulátor vyvolal vznik akčního potenciálu je zapotřebí, aby rozdíl mezi extracelulárním a intracelulárním prostorem na buněčné membráně poklesl na prahový potenciál, tedy přibližně z  $-80$  mV na  $-60$  mV. Intracelulární prostor je nabit na zápornou hodnotu a extracelulární na kladnou hodnotu. Díky tomu, že je intracelulární prostor nabit záporně, lze snížit napětí na membráně snížením potenciálu extracelulárního prostoru pomocí impulsu o záporné hodnotě. Kdyby se použil kladný stimulační impuls, musel by mít vyšší amplitudu. Na rozhraní mezi elektrodou a tkání je největší proudová hustota od stimulačních pólů. Se vzdáleností od elektrod proudová hustota klesá. [7]

Vznik a šíření depolarizace srdcem závisí na stimulačním prahu. Stimulační práh lze vyjádřit v jednotkách napětí, náboje nebo energie impulsu, přičemž zde platí přímá úměrnost.

$$E \approx U^2 \cdot t \quad (2.1.)$$

Pro stimulaci se používá obdélníkový impuls s nastavitelnou šířkou a amplitudou. Hoorwegova-Weissova křivka na obrázku 8 udává závislost amplitudy prahového stimulačního proudu na šířce impulsu. Na křivce jsou zobrazeny dvě charakteristické hodnoty, a to reobáze a chronaxie. Reobáze je prahová intenzita pravoúhlého nekonečně dlouhého elektrického impulsu. Čas, při kterém dochází ke vzniku vzruchu, zvýšením intenzity tohoto podnětu na dvojnásobek, vymezuje chronaxie. [7]



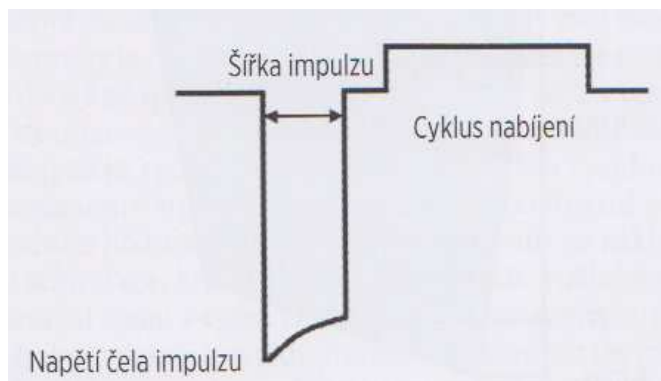
Obr. 8: Hoorweg-Weissova křivka [7]

Srdce můžeme stimulovat třemi základními způsoby:

- a) kardiostimulace – nahradíme špatně fungující převodní systém srdeční
- b) kardioverze – nápravy arytmií nízkými proudy
- c) defibrilace – léčba fibrilací komor a komorových tachykardií [12]

## 2.1 Stimulační impuls

K vyvolání akčního potenciálu se používá záporný napěťový impuls. U tohoto impulsu lze volit jednak amplitudu impulsu a rovněž jeho šířku. Stimulační impuls s příslušnými parametry je znázorněn na obrázku 9. [7]



Obr. 9: Stimulační impuls s vyznačenými parametry [7]

Mezi parametry platí určitý vztah, na kterém závisí celková stimulační energie. Vycházíme z toho, že tato energie je přímo úměrná druhé mocnině amplitudy impulsu a první mocnině šířky impulsu.

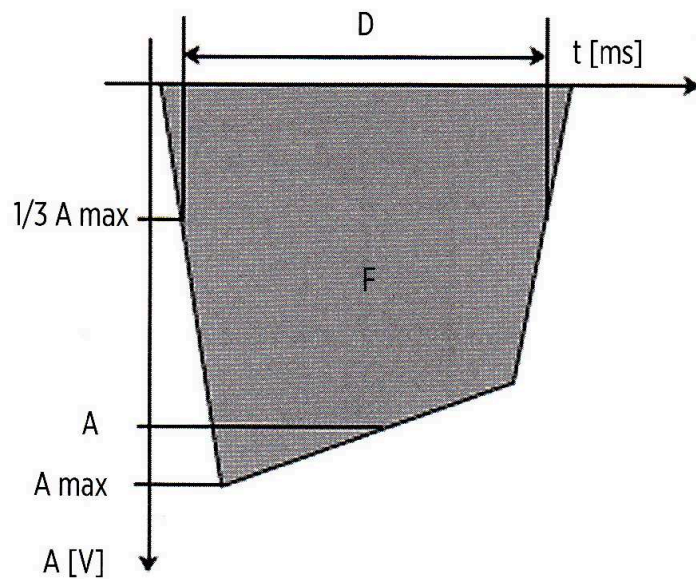
$$E = \frac{U^2}{R} \cdot T \quad (2.2)$$

Při výrobě se měření těchto parametrů řídí normou ČSN EN 45502-2-1. Kdy podle této normy se parametry měří při teplotě 37 °C, rychlosti 60/min, amplitudě 3,5 V, šířce impulsu 0,4 ms a jmenovité citlivosti při třech hodnotách zátěže. [7]

## 2.2 Amplituda a šířka stimulačního impulsu

Amplituda stimulačního impulsu udává napětí náběžné hrany výstupního impulsu přístroje. Amplitudu je možné nastavit v různém rozmezí. Toto rozmezí se pohybuje od nulových hodnot, kdy je vypnutá stimulace, až do 7,5 V nebo 8,4 V a více. Rozmezí je dáno typem přístroje. Kardiostimulátory obsahují obvody pro rychlé dobíjení po vybití výstupního vazebního kondenzátoru v důsledku stimulačního impulsu. Opakované nabíjení kondenzátoru výstupního obvodu je patrné na obrázku 9 jako cyklus nabíjení. Cyklus nabíjení je dán impulsem s nízkou amplitudou a opačnou polaritou, než je tomu u stimulačního impulsu.

Šířka impulsu určuje délku působení stimulačního impulsu mezi stimulačními póly elektrod. Šířku je taktéž možné nastavit v různém rozmezí, které se pohybuje v rozsahu od 0,05 do 2 ms. [7]



Obr. 10: Měření amplitudy a šířky stimulačního impulsu [7]

Na obrázku 10 je rozdělen stimulační impuls z hlediska parametru, kde písmeno  $D$  označuje šířku stimulačního impulsu, který se měří v jedné třetině maxima stimulační amplitudy. Písmeno  $A_{\max}$  označuje maximum stimulační amplitudy. Písmeno  $A$  pak označuje amplitudu stimulačního impulsu, která se vypočítá jako poměr plochy  $F$  k šířce stimulačního impulsu.

Pokud rytmus srdce nebyl nahrazen stimulačním impulsem, kardiostimulátor vyšle záložní stimulační impuls s vyšší amplitudou. [7]

### 3 KARDIOSTIMULÁTORY

Kardiostimulátory jsou přístroje, které se využívají k léčbě arytmií, které se vyznačují pomalou aktivací srdce. V důsledku této pomalé aktivace se snižuje srdeční výdej a v souvislosti s tím se snižuje i výživa tkání a orgánů.

Přístroj je konstruován jako malé elektrické zařízení. Toto zařízení v pravidelných intervalech vysílá elektrické impulzy do srdce a tím kompenzuje srdeční poruchu. Příčinou arytmií jsou nejčastěji poruchy tvorby vzruchu anebo poruchy jejich šíření převodním systémem srdečním.

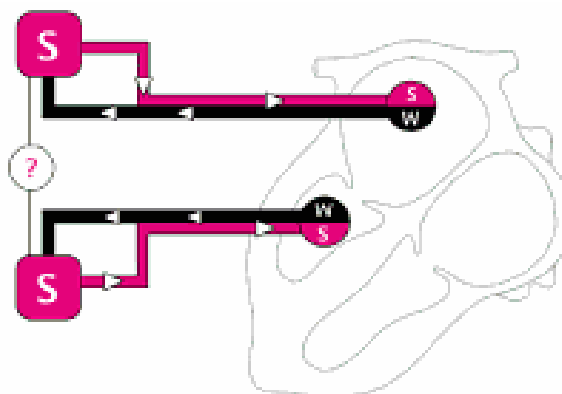
#### 3.1 Dělení kardiostimulátorů

- a) podle způsobu dráždění:
  - přímé, mezi něž patří endokardiální, myokardiální a epikardiální
  - nepřímé, mezi něž patří hrudní a jícnové
- b) podle doby trvání stimulace:
  - krátkodobá (klinické)
  - dlouhodobá (implantabilní)
- c) podle funkce stimulátoru:
  - neřízené
  - řízené
  - programovatelné
- d) podle ovládání srdečních dutin:
  - jednodutinové
  - dvoudutinové
- e) podle typu elektrod:
  - unipolární
  - bipolární
- f) podle způsobu napájení:
  - vysokofrekvenčně buzené a bateriové [12]

## 3.2 Kardiostimulační režimy

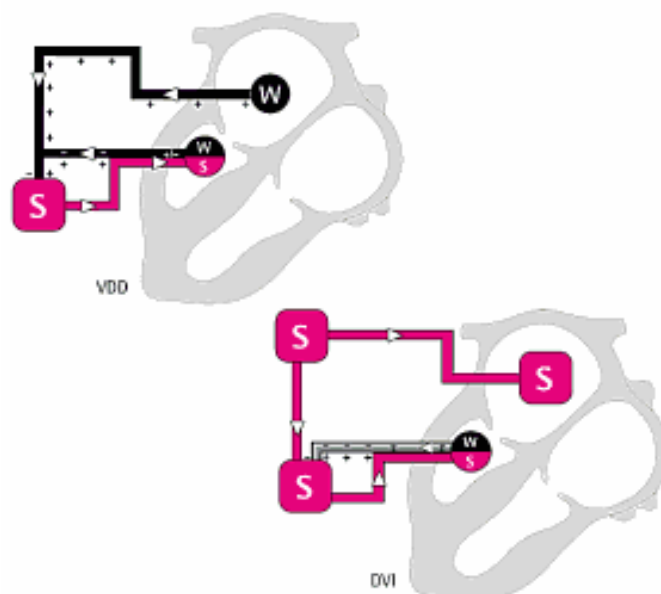
Kardiostimulační režimy určují terapeutickou možnost využití příslušného typu přístroje. Základním rozdělením je rozdělení podle počtu použitých elektrod na jednodutinové a dvoudutinové režimy. Další dělení je podle způsobu činnosti stimulatoru. V současnosti se používá kódování podle NASPE/BPEG kódu. Písmeno na prvním místě kódového označení typu kardiostimulátoru označuje dutinu, kterou přístroj bude stimulovat (V – komora, A – síň, D – síň a komora, O – žádná). Druhé písmeno označuje dutinu, z níž je snímán signál (V – komora, A – síň, D – síň i komora, O – žádná). Písmeno na třetím místě určuje princip činnosti (I – inhibice, T – triggering (spouštění), D – dual (obojí)). Písmeno na čtvrtém místě udává frekvenční adaptabilitu (O – žádná, R – rate responsive) a písmeno na posledním místě, které může a nemusí být, udává multifokální stimulaci. [13]

U kardiostimulátorů je nastavení kardiostimulačního režimu omezeno typem použitého modelu. Režimy VVI(R), AAI(R), SSI(R), V00(R), A00(R) a S00(R) můžeme stimulaci s adaptivní frekvencí stimulace kombinovat s jednodutinovou inhibiční stimulací. Dvoudutinovou stimulací můžeme kombinovat s režimy DDD(R), DDI(R) a DD0(R). Další kardiostimulační režimy, které se vyskytují na trhu, jsou: DDD, DDI, D00, VDD, VVI, AAI, SSI, V00, A00, S00, VVT, AAT a SST. [7]



Obr. 11: DDD kardiostimulace [13]

Na obrázku 11 je vyobrazena metoda DDD stimulace. V rámci režimu DDD se při nepřítomnosti snímaných P vln a R vln aplikují stimulační impulzy do síně a komory. Vlna P, která je snímána, potlačí stimulaci síně a vyvolá AV zpoždění. Stimulace komor nastupuje po skončení AV zpoždění a trvá do té doby, dokud není potlačena R vlnou. [7]



Obr. 12: VDD a DVI kardiostimulace [13]

Na obrázku 12 je vyobrazena metoda stimulace VDD a DVI. U režimu VDD se při nepřítomnosti snímaných P vln nebo R vln aplikují stimulační impulsy do komory. Vlna P, která je snímána, vyvolá AV zpoždění. Stimulace komor nastupuje po skončení intervalu AV zpoždění a trvá do té doby, dokud není potlačena R vlnou. V případě DVI režimu jde o sekvenční stimulaci síní a komor, kdy přístroj je inhibován komorou. [7]

### 3.3 Dlouhodobá kardiostimulace

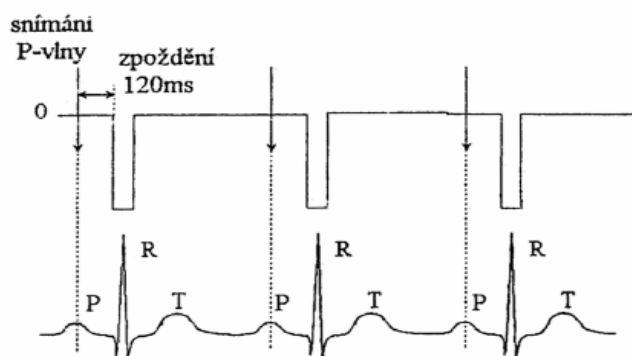
V současné době se pro dlouhodobou kardiostimulaci používají implantabilní kardiostimulátory. Podle jejich funkce jsou pak řízené nebo programovatelné, neřízené se již v současnosti nepoužívají. Řízené stimulátory jsou pak řízené P vlnou nebo R vlnou.[12] Při dlouhodobé kardiostimulaci se provádí přímá stimulace srdeční svaloviny. V tomto případě je stimulační elektroda zavedena do pravé komory. Referenční elektrodu tvoří sám kardiostimulátor. Jelikož je elektroda v blízkosti převodního systému, a tudíž odpor tkání není tak velký, jako při stimulaci z povrchu, stačí jen, aby amplituda byla v řádu jednotek voltů/10 – 60 ms. Šířka stimulačního impulsu se pohybuje nejčastěji okolo 1 ms. Opakovací frekvence stimulace je v rozsahu 30 – 150 impulsů/min. [14]

#### 3.3.1 Kardiostimulátory řízené P vlnou

Tyto typy kardiostimulátorů se využívají v případech, kdy je zachována fyziologická činnost síní, ale je narušen převodní systém srdeční. Příkladem tohoto stavu je AV blokáda třetího

stupně, kdy se ze síně na komoru nepřevede nic a komory pracují s vlastním náhradním idioventrikulárním rytmem (frekvence 20 – 40/min).

Kardiostimulace je zajištěna prostřednictvím třech elektrod. První stimulační elektroda je umístěna v pravé komoře. Druhá je umístěna v pravé síni a zajišťuje snímání P vlny. Jakmile stimulátor sejme P vlnu, počká 120 ms a poté vyšle do komory stimulační impuls. Zpoždění je patrné na obrázku 13, kde je vidět, že zpoždění imituje fyziologický PQ interval. Třetí elektroda je umístěná na stimulátoru a je společná, jak pro snímání, tak pro stimulaci. Označujeme ji jako referenční elektrodu. [14]



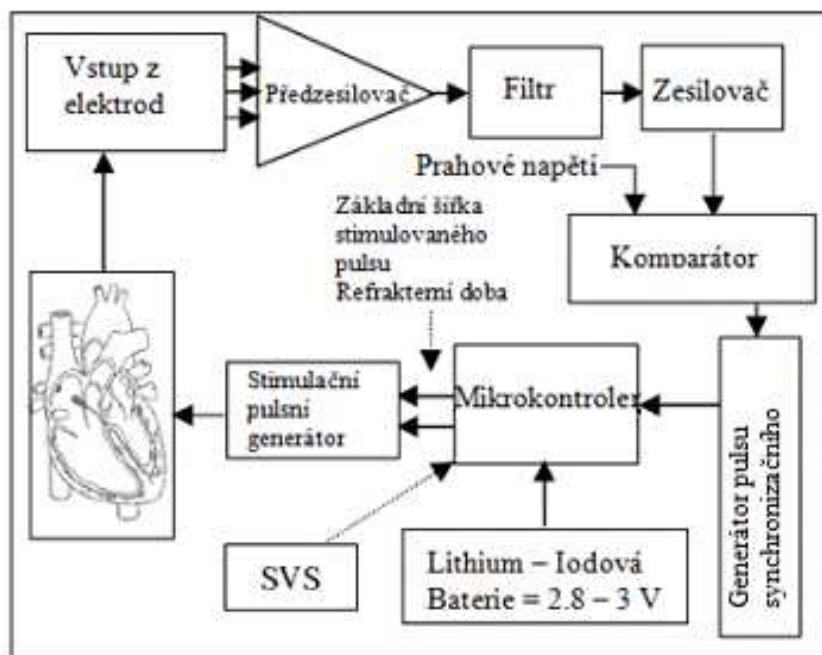
Obr. 13: Vyslání stimulační impulsu po zpoždění 120 ms [14]

Kardiostimulátory řízené P vlnou reagují i na situaci, kdy činnost SA uzlu je nesprávná. V případech, že opakovací frekvence vlny P klesne pod určitou mez, vyšle stimulátor do komor impuls o vlastním kmitočtu. Komory jsou pak stimulovány nezávisle na frekvenci sinusového uzlu. V tomto případě pak hovoříme o stimulaci asynchronní.

Existují i mnohem propracovanější kardiostimulátory, které zajišťují jednak stimulaci síní a jednak i stimulaci komor. Jsou konstruovány tak, aby po stimulaci síní následovalo určité časové zpoždění, které napodobuje dobu nutnou za fyziologických podmínek k přenosu vzruchu ze síní na komoru. Po tomto časovém zpoždění je vyslání ze stimulátoru impuls do komor. [14]

### 3.4 Základní bloky implantabilního kardiostimulátoru

Základní bloky implantabilních kardiostimulátorů jsou tvořeny ve vstupní části EKG obvody, mikrokontrolerem s ultra nízkou spotřebou, baterií a výstupním obvodem pro stimulaci srdce.



Obr. 14: Blokové schéma kardiostimulátoru [15]

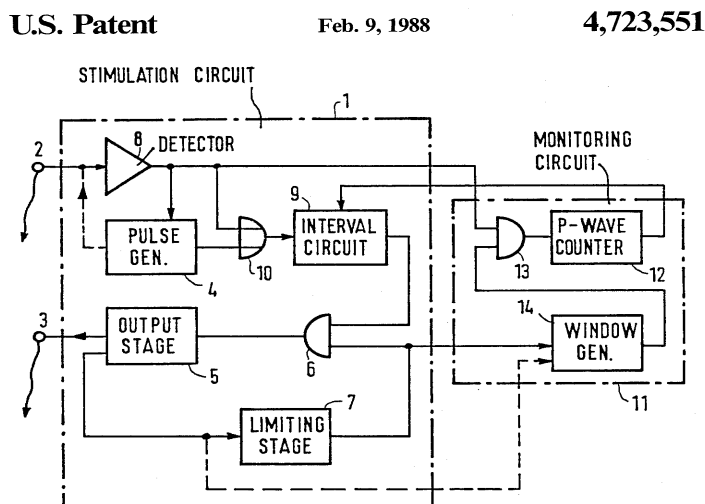
Srdeční signál, který je snímán unipolárními nebo bipolárními elektrodami je zesílen nízkošumovým předzesilovačem. Pak musí být filtrován dolnoproustným filtrem druhého řádu, aby se získal odpovídající EKG signál. Tento signál pak vstupuje do zesilovače. Ze zesilovače pak vstupuje do komparátoru. Komparátor slouží jako prahový detektor pro detekci tepové frekvence spouštěné srdcem a generuje pulz s každou srdeční aktivitou. Komparátor se skládá ze dvou vstupů, které tvoří vstupní EKG a prahové napětí. Pulz generuje v závislosti na prahovém napětí. Koncový stupeň (tzv. dobíjecí čerpadlo) se skládá z násobiče napětí, což je pulsní generátor pro stimulaci srdce. Napětí impulsů, od 5 do 7,5 V, je dodáváno do srdce přes stimulační elektrody.

Amplituda a šířka impulsu musí být upravena. Úprava se provádí v mikrokontroleru. Kardiostimulátor je počítačem řízený systém v reálném čase s předdefinovanou prioritní úlohou. SVS slouží ke sledování napětí baterie. [15]



### 3.5 Blokové schéma kardiostimulátoru řízeného P vlnou společnosti SIEMENS Aktiengesellschaft

Na obrázku 15 se nachází kardiostimulátor řízený ze síně. Tento typ kardiostimulátoru je americkým patentem, skládá se ze dvou základních částí a to ze stimulačního obvodu (Stimulation circuit – 1) a monitorovacího obvodu (Monitoring circuit – 11). [16]



Obr. 15. Blokové schéma kardiostimulátoru řízeného síní [16]

Stimulační obvod obsahuje vstup (2) pro signál přicházející ze síně a výstup (3) pro stimulační signál směřující ke komoře. Stimulační impuls je generován pomocí (4) pulzního generátoru, který je synchronizován se vstupující P vlnou na vstupu (2). Generátor pak dodává stimulační impulsy prostřednictvím koncového stupně (5). Omezovač (7) je připojen na výstupní stupeň (5) přes AND bránu. Omezovač definuje nejvyšší synchronní rychlost kardiostimulátoru, která může být např. 150 tepů za minutu. Stimulační obvod (1) dále obsahuje detektor (8) k nastavení pulzního generátoru (4) a intervalového obvodu (9). Intervalový obvod je připojen k detektoru (8) a k pulznímu generátoru (4) přes OR bránu (10).

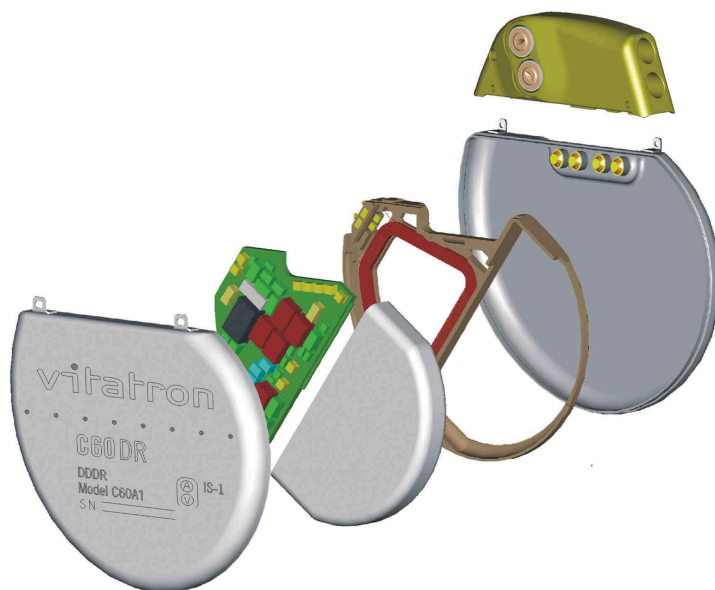
Monitorovací obvod (11) obsahuje čítač P vln (12), k němu je připojen jednak detektor (8) a jednak okno generátoru (14) přes bránu AND (13). Do okna generátoru (14) vstupuje výstup z omezovače (7). Okno generátoru (14) stanoví okno pro čítač P vln (12), ve kterém je předem stanovený maximální počet P vln, které se mohou objevit. Po dosažení čísla  $n$ , respektive  $n + 1$  P vln je intervalový obvod (9) blokován a normálně uzavřený okruh se otevře, aby nedošlo k převodu tachykardie na komoru. [16]

## 3.6 Základní prvky kardiostimulační techniky

Veškeré materiály, které jsou implantovány do organismu, musí být biologicky kompatibilní. Není tomu jinak ani u kardiostimulátorů. Všechny prvky, které se používají k sestavení kardiostimulátoru, musí být biologicky netečné a nesmí působit toxicky na organismus. Co se týče životnosti, tak by měly být schopné dlouhodobě odolávat podmínkám uvnitř organismu. [17]

### 3.6.1 Pouzdro a hlavice

Základním rozdělením kardiostimulačního přístroje je rozdělení na pouzdro a hlavici. Nejvhodnějším materiálem pro výrobu pouzdra se považuje titan nebo titanová slitina. Uvnitř pouzdra se nacházejí baterie, elektronické obvody, případné kondenzátory a výstupní obvody. Údaje důležité pro manipulaci s přístrojem jsou uvedeny na povrchu titanového pouzdra, jsou zde především vyryty údaje o výrobcí, pracovním režimu stimulace, výrobní číslo a zapojení vodičů. [7]



Obr. 16: Prvky kardiostimulační techniky [18]

K připojení elektrod vedoucích ze srdce slouží hlavice. K hlavici jsou přivedeny vodiče ze vstupních a výstupních prvků. Elektrody se k hlavici poté upevňují pomocí šroubů. Po upevnění šroubu se šrouby kryjí těsnicí zátkou, aby byla zajištěna vodotěsnost přístroje. Šrouby jsou utahovány pomocí speciálního, oboustranného momentového klíče. Klíč znemožňuje poškození šroubu tím, že když je zavít dostatečně dotažen, dojde k přeskokování v klíči, a klíč již dále šroub neutahuje. [7]

### 3.6.2 Kardiostimulační elektrody

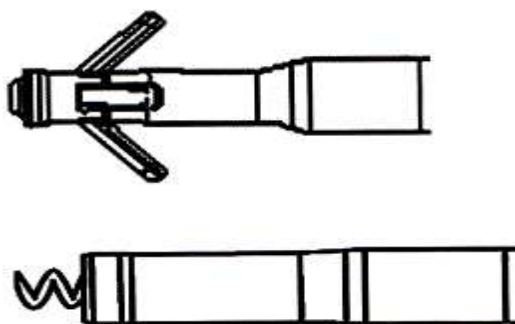
Elektrody zajišťují přenos elektrického stimulu z kardiostimulátoru do srdeční tkáně. Slouží tedy ke stimulaci a snímání pravé síně nebo pravé komory. [7]

Kardiostimulační elektrody jsou tvořeny ze tří základních částí:

- vlastní elektroda (hrot),
- propojovací vodič,
- izolace,
- konektory. [17]

Elektrody jsou vyráběny jako unipolární nebo bipolární. Podstatou obou typů je přítomnost anody a katody. V kontaktu s tkání využívají pouze jeden stimulační pól a to katodu. Rozdíl mezi unipolární a bipolární elektrodou je v umístění anody. U unipolárního typu elektrody je stimulační impuls aplikován mezi katodou umístěnou v srdci a anodou umístěnou extrakardiálně na pouzdře kardiostimulátoru. U bipolárního typu elektrod dochází k aplikaci stimulu mezi anodou a katodou, které jsou umístěné v srdci. Stimulační impuls tedy probíhá jenom v srdečním oddíle. [7]

Elektrody se zavádějí žilní cestou do hrotu pravé komory. Fixace uvnitř srdce může být jednak aktivní, kdy se zavrtává do myokardu, a jednak pasivní, kdy se háčky zachytí do svalové lišty v pravé komoře. Z důvodu jejich uchycení v tkáni používají někteří chirurgové aktivní fixaci pro uchycení v síni a pasivní fixaci pro uchycení v komoře. [17]



Obr. 17: Horní pasivní elektroda a dolní aktivní [7]

Jelikož dochází k namáhání elektrody v srdci, používá se speciální způsob konstrukčního řešení elektrod. Je tvořena čtyřchodovou kovovou spirálou se speciální izolací. [17] Pro spirálu se používá materiál MP35N, což je slitina kobaltu, chromu a niklu. [7] Pro izolaci spirály se používá silikonový kaučuk a polyuretan. [17]

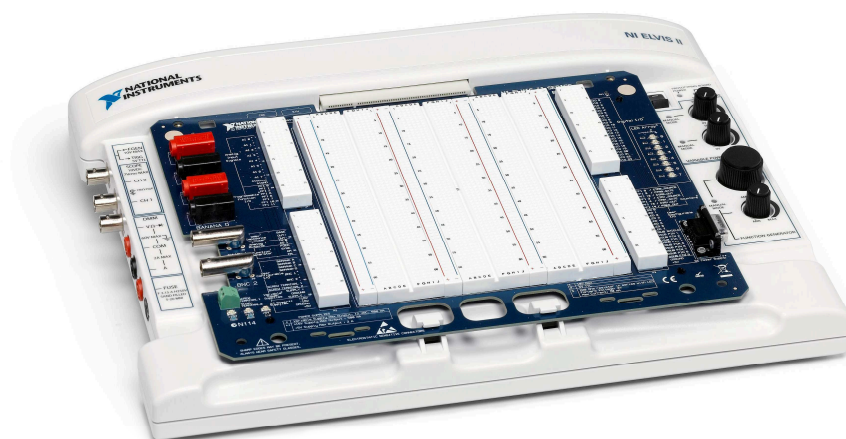
### 3.6.3 Napájení kardiostimulátorů

Pro napájení kardiostimulátorů se používají buďto baterie umístěné v pouzdře kardiostimulátoru nebo jejich nabíjení je zajištěno vysokofrekvenčně z vnějšího zdroje. Aby člověk nebyl závislý na vnějších přístrojích, měly by kardiostimulátory fungovat, s ohledem na výrobcem deklarovanou životnost, neomezeně dlouhou dobu.

V počátcích kardiostimulace byly používány rtuťové články, jejichž životnost byla kolem 3 let. Nevýhodou těchto článků bylo uvolňování plynů, které vznikaly v důsledku chemických reakcí. V současnosti se nejvíce používají články Li-I (lithio-jodidové), jejichž životnost se pohybuje kolem 15 let. Kapacita takovéto baterie se pohybuje kolem 0,8 – 3 Ah. Svorkové napětí je kolem 2,8 V. Po uplynutí 90 % užitečné doby života poklesne napětí na 2,4 V. Baterie je považována za vybitou při poklesu napětí na 1,8 V. [17]

## 4 MĚŘÍCÍ SYSTÉM NI ELVIS II+

Tato kapitola je zaměřena na systém NI Elvis II+, protože právě na něm je realizována praktická část diplomové práce. Jedná se o systém, který vytvořila firma National Instruments a slouží k výuce elektrotechniky. NI Elvis II+ komunikuje s počítačem prostřednictvím programu LabVIEW. Tento program na rozdíl od standardní programové nabídky měřících systémů, které v počítači údaje pouze zobrazují, popřípadě je možné ručně měnit parametry nástrojů, umožňuje obousměrnou komunikaci a to v reálném čase. [19]

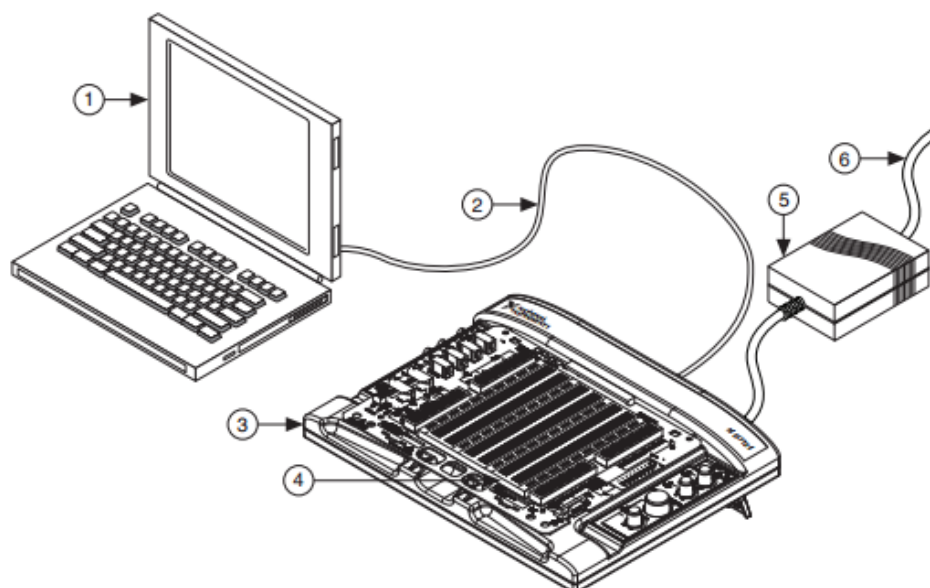


Obr 18: NI Elvis II+ [20]

Největší výhodou tohoto přístroje je to, že je zapotřebí pouze jeden přístroj a nemusí se jich spojovat několik. Všechny potřebné přístroje jsou totiž součástí jednoho nepájivého pole. Další pozitivní vlastností je ta, že je minimální pravděpodobnost poškození přístrojů, které jsou součástí tohoto systému. [19]

### 4.1 Základní zapojení měřícího systému

Na obrázku 19 je znázorněno základní zapojení měřícího systému. Jak již bylo zmíněno, systém NI Elvis II+ je propojen s počítačem (1), a to prostřednictvím USB kabelu (2). Napájení je zajištěno prostřednictvím AC/DC napájení (5) s přívodním vodičem (6). Nejdůležitější je samotný přístroj NI Elvis II+, který se skládá z desky nepájivého pole (4) s vyvedenými konektory a základní stanice (3) obsahující USB port a konektory pro připojení desky k nepájivému poli. [21]



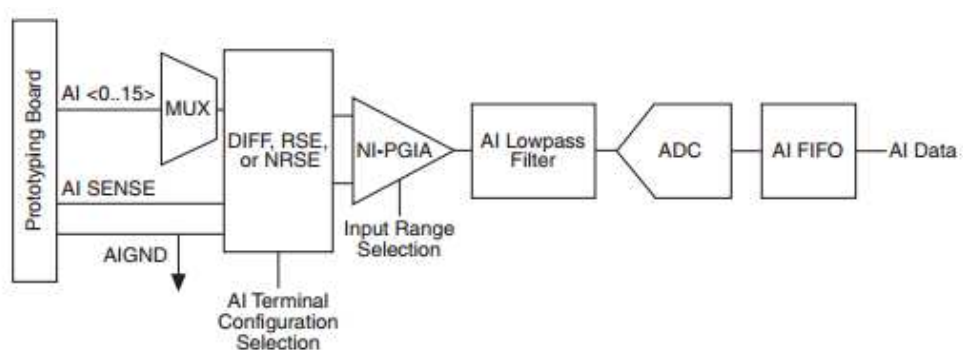
Obr. 19: Základní zapojení měřicího systému [21]

## 4.2 Připojení signálu

K realizaci je využito převážně desky nepájivého pole, proto je vhodné tuto část blíže specifikovat a to konkrétně jen ty části, které budou v teoretické části použity. [21]

### 4.2.1 Analogový vstup

Systém umožňuje pro připojení signálu až osm analogových vstupů (AI 0 až AI 7). Na obrázku 20 je zobrazen princip zpracování vstupních dat. [21]



Obr 20: Analogový vstupní obvod [21]

Jak již bylo zmíněno, NI Elvis II+ nabízí osm diferenciálních analogových vstupních kanálů. Tyto vstupy jsou snímány pomocí multiplexoru do jednoho A/D převodníku. Za

multiplexorem dochází k výběru mezi analogovým vstupem asymetrickým (RSE) nebo symetrickým (DIFF). Asymetrické vstupy mají jeden vstupní kontakt uzemněn, případně připojen, do společného uzlu (NRSE). Dále je signál zesílen nebo zeslaben tak, aby bylo využito maximálního rozlišení A/D převodníku. Aby došlo k zabránění Aliasingu, nachází se před samotným převodníkem ještě dolnoproustný filtr. NI Elvis II+ využívá 12 bitového A/D převodníku. Za A/D převodníkem následuje vyrovnávací paměť FIFO. [21]

## 4.2.2 Analogový výstup



Obr 21: Analogový výstupní obvod [21]

Dva analogové výstupní kanály jsou řízeny pomocí jedné hodiny a jsou schopny generovat křivku. Na vstupu obvodu se nachází D/A převodník, který převádí digitální kódy na analogový signál. Opět se zde nachází vyrovnávací paměť FIFO, která umožňuje analogovému výstupu generovat křivku. Pro spouštění D/A převodu slouží hodiny vzorků (Sample Clock). [21]

## 4.2.3 Napájecí napětí nepájivého pole

Výhodou systému je možnost nastavení variabilního napájecího napětí, jak už negativního tak i pozitivního. Rozsah napájecího napětí je od  $-12$  do  $+12$  V. Popřípadě lze využít fixně nastaveného napětí, ale to pro realizaci diplomové práce je nevhodné. Všechny napájecí zdroje jsou vztaženy k zemi. Nastavení napájecího napětí je možné buďto pomocí speciálního nástroje systému nebo manuálně přímo na základní stanici systému. [21]

## PRAKTICKÁ ČÁST

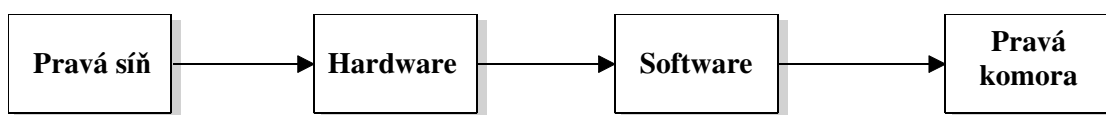
### 5 NÁVRH ŘÍZENÉHO KARDIOSTIMULÁTORU

Diplomová práce je zaměřena na sestavení kardiostimulátoru řízeného vlnou P. Sestaven bude kardiostimulátor typu VAT. Jde o režim kardiostimulace, kdy je signál snímán z pravé síně a po určitém časovém zpoždění je vyslán stimulační impuls do pravé komory. Zpoždění odpovídá fyziologické době přechodu akčního potenciálu ze síně na komoru. Doba zpoždění se pohybuje mezi 120 až 200 ms.

Přístroj je realizován na úrovni hardwaru a na úrovni softwaru. Na obrázku 22 jsou zobrazeny základní bloky reálné realizace. Jako signál z pravé síně se používá EKG signál, který je posléze upraven, aby byla získána pouze P vlna. Stimulační impuls je u reálného kardiostimulátoru aplikován do pravé komory, v diplomové práci bude simulován na osciloskopu.

Hardware se bude zabývat především načtením signálu a jeho úpravě. Nejprve je signál filtrován a poté se provádí zesílení pomocí rezonátoru, kdy na příslušné frekvenci (v našem případě frekvenci blízké frekvenci P vlny) dojde k zesílení signálu. Hardware je realizován na nepájivém poli NI ELVIS II+. Nepájivé pole převádí analogový signál na digitální a ten je pak vyslán do počítače pro další zpracování.

Jako software je použit program LabVIEW, který je vhodný pro virtuální stimulaci kardiostimulátoru a je jej možné propojit s NI ELVIS II+. Softwarová část pak už pracuje se samotným filtrovaným a zesíleným digitálním signálem.

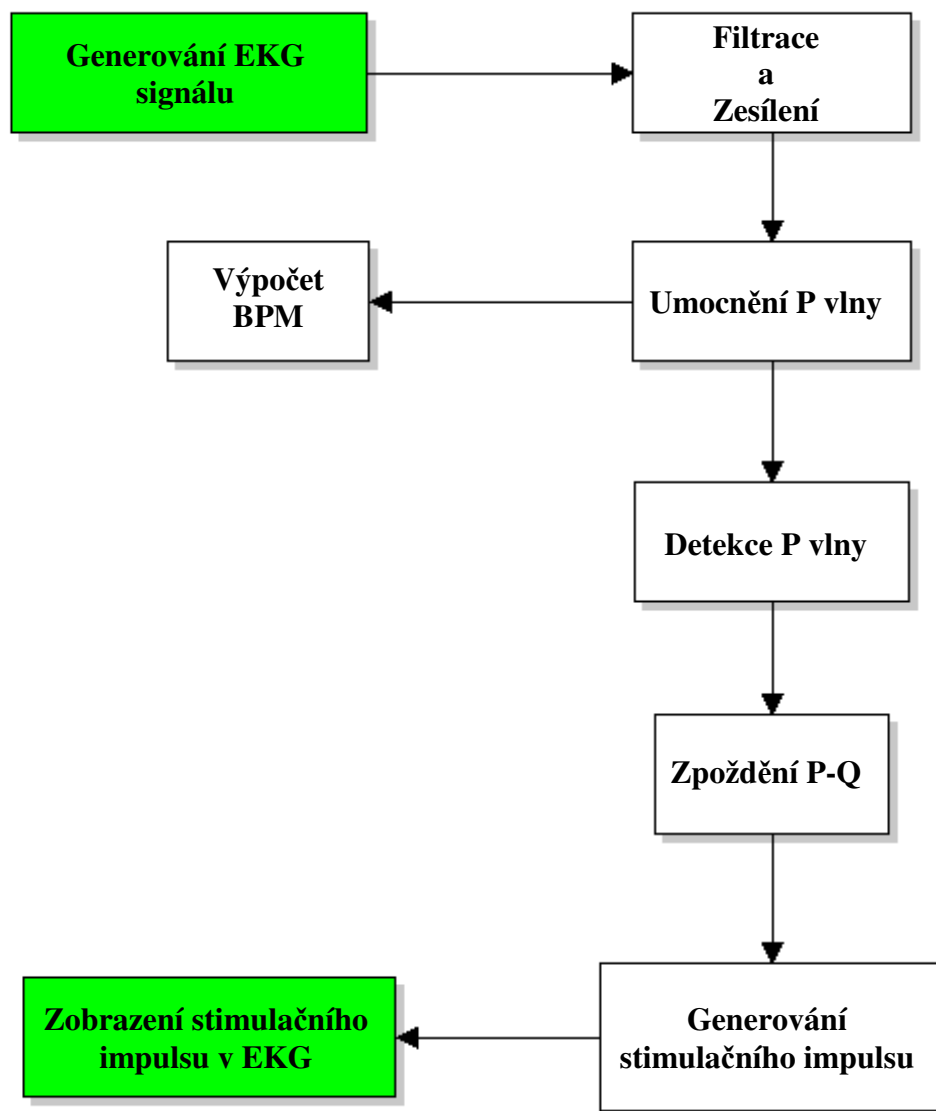


Obr. 22. Základní bloky realizace



## 6 REALIZACE ŘÍZENÉHO KARDIOSTIMULÁTORU

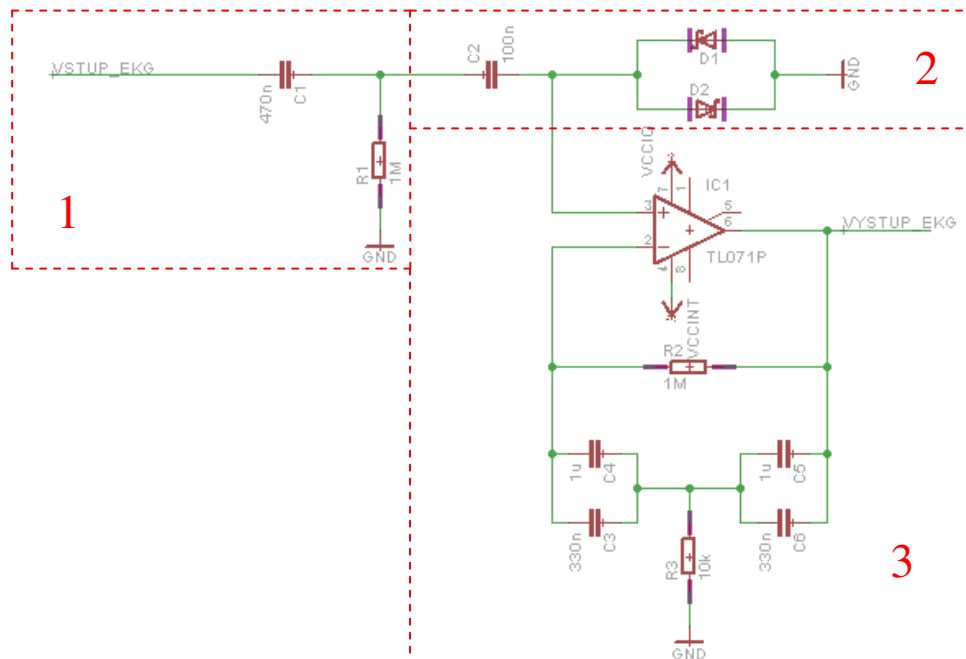
### 6.1 Základní blokové schéma kardiostimulátoru



Obr. 23: Základní blokové schéma kardiostimulátoru

Nejprve byl vygenerován EKG signál. Tento signál byl upraven filtrací a zesílením. Čímž se získal signál, kde jsou vlny P výrazněji viditelné než ostatní vlny a kmity EKG signálu. Poté je signál umocněn, aby byly píky P vlny dobře viditelné. Následně se provede detekce píků v signálu. Z umocněných vln je možné vypočítat tepovou frekvenci P vln. Jakmile jsou píky detekovány, systém počká 120 ms. Po uplynutí P-Q intervalu (120 ms) následuje generování stimulačního impulsu. Poslední blok slouží k zobrazení stimulačního impulsu v EKG signálu, kde by tento impuls měl být situován v oblasti kmitu R.

## 6.2 Hardware



Obr. 24: Hardware

### Jednotlivé části Hardwaru:

- Filtr
- Rychlostart
- Rezonátor (korresponding filtr)

Vstupní signál EKG je zapotřebí filtrovat, aby byla získána pouze P vlna a ostatní složky EKG signálu byly potlačeny. Původně byl signál filtrován softwarově, avšak při tomto způsobu filtrace došlo ke zpoždění signálu. Posléze s tímto signálem nebylo reálné pracovat, jelikož se nelze vracet v čase. Tedy po detekci píku nešlo zpětně v čase vysílat stimulační impuls. Z těchto důvodů byl signál filtrován hardwarově.

Signál v hardwarové části vstupuje nejprve do filtru (1), který slouží k potlačení R-kmitu. Dále signál vstupuje do části zvané rychlostart (2), v této části dochází k odstranění případné stejnosměrné složky. Poslední částí hardwaru je rezonátor (3). Toto zapojení složí k zesílení signálu v oblasti nastavených frekvencí. Rozsah frekvencí se upravuje pomocí odporů a kondenzátorů v RC obvodu. Zbytek frekvencí zůstává na původní napěťové úrovni, a tedy jsou v důsledku toho potlačeny. Pro tento aktivní filtr byl použit operační zesilovač typu TL071. V podstatě se jedná o pásmovou propust. Získají se tak zesílené vlny P, které jsou důležité pro budoucí zpracování.





## 6.3 Software

Software LabVIEW znamená v doslovném překladu „laboratorní pracoviště virtuálních přístrojů“. Tedy je možné demonstrovat funkci určitého přístroje virtuálně (nereálně). Každý virtuální přístroj se skládá ze dvou sdružených oken. Mezi tyto okna patří uživatelské rozhraní, neboli takzvaný *Front panel* a blokový diagram, neboli *Block diagram*.






### 6.3.1 Block diagram (blokový diagram)

V této části se vytváří vlastní algoritmus virtuálního přístroje. Vytvořený algoritmus se poté zobrazí na čelním panelu.

#### Použité datové typy hran:

-  ..... datový typ *dynamic data*
-  ..... datový typ *boolean*, nabývá pouze dvou hodnot 0 a 1 (true a false)
-  ..... datový typ *floating-point numeric*, čísel s plovoucí desetinnou čárkou
-  ..... datový typ *integer numeric*, obsahuje celočíselná čísla

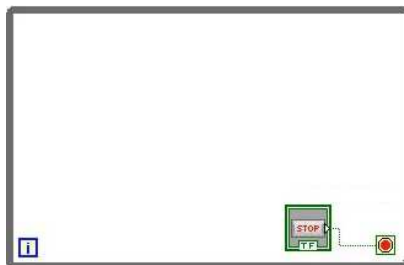
#### Použité datové typy terminálních uzlů:

-  ..... konstanta typu *control*, datový typ *boolean*
-  ..... konstanta typu *control*, datový typ *floating-point numeric*, datový typ s dvojnásobnou přesností
-  ..... konstanta typu *indicator*, datový typ *floating-point numeric*, datový typ s dvojnásobnou přesností
-  ..... konstanta typu *control*, datový typ *integer numeric*
-  ..... konstanta typu *indicator*, datový typ *integer numeric*

Objekt typu *control* (číselné ovladače) slouží k nastavení hodnoty a objekt typu *indicator* (číselný zobrazovač) slouží k zobrazení hodnoty.

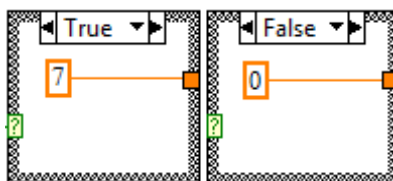
### Použité programové struktury:

- Smyčka *while* - program se provádí po dobu zadané ukončovací podmínky, ukončovací podmínka je datového typu „*boolean*“, tedy nabývá hodnot 0 a 1.



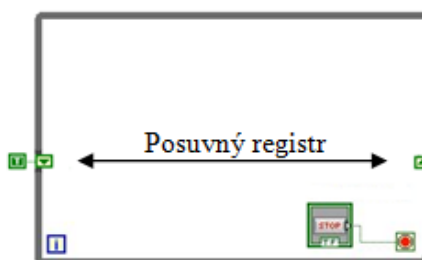
Obr. 25: Smyčka *while*

- Struktura *case* – struktura je řízena na základě podmínky, jestliže přijde na vstup 1 (True) vykoná se proces, je-li na vstup přivedena 0 (False) pak se vykoná jiný proces.



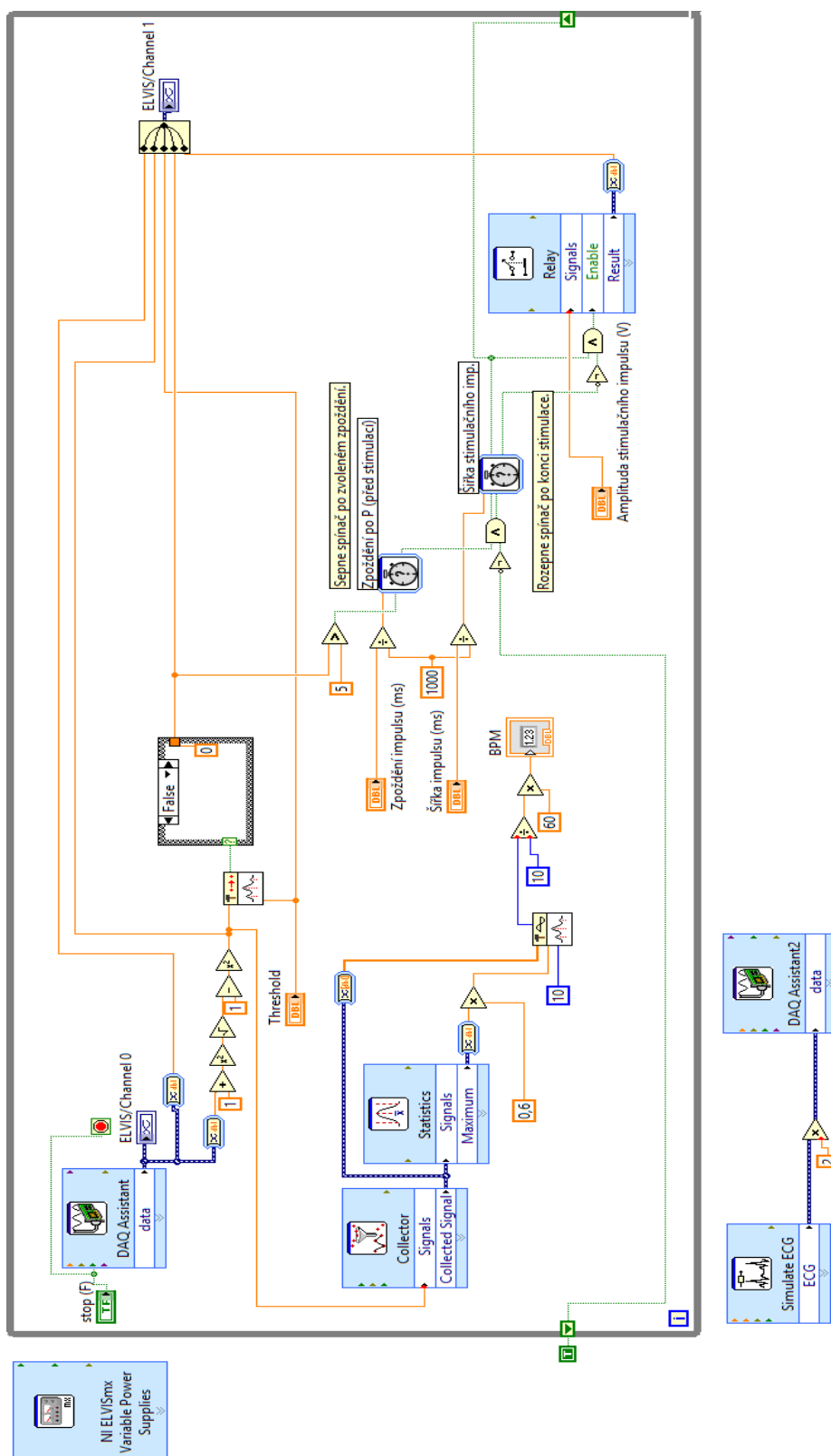
Obr. 26: Struktura *case*

- Posuvný registr – systém přenášející hodnotu z jednoho cyklu smyčky *while* do druhého.



Obr. 27: Posuvný registr

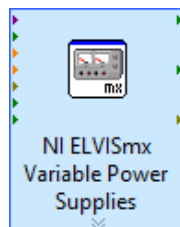
### Vzhled programu blokového diagramu



Obr. 28: Virtuální kardiostimulátor řízený P vlnou

## Konfigurace programu LabVIEW s NI ELVIS II+

Jako první krok, který byl proveden v programu, je konfigurace programu LabVIEW s nepájivým polem NI ELVIS II+. Za pomoci bloku *NI ELVISmx Variable Power supplies* (viz obr. 28) je nastaveno vstupní napětí hardwaru. Napětí je nastaveno, v závislostech na napětovém rozsahu operačního zesilovače, tedy v tomto případě – 4,5 V a 4,5 V.



Obr. 29: Nastavení napětí

## Generování EKG signálu

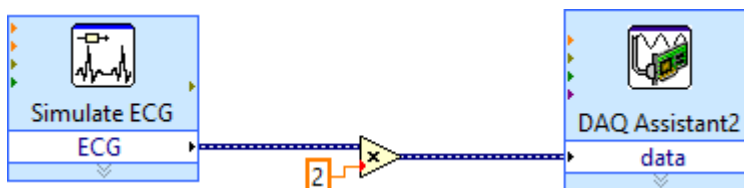
Pro generování EKG je zapotřebí nejdříve tento signál nasimulovat. Signál je simulován pomocí bloku *Simulated ECG*. Zde je možné nastavit parametry jednotlivých vln EKG signálu, co se týče šířky, amplitudy a frekvence. Je možné simulovat různé typy EKG, jak už fyziologické, tak i patologické. V programu se ponechaly všechny již přednastavené hodnoty, pouze vzorkovací frekvence se nastavila na hodnotu 512 Hz.

Signál je po vygenerování zesílen pomocí násobiče signálu viz obrázek 30. Na vstup  $x$  je přiveden vygenerovaný signál. Na vstupu  $y$  se nachází konstanta, kterou je daný signál vynásoben. V tomto případě je vynásoben konstantou číslo 2. Na výstupu je pak již vynásobený signál, tedy matematicky je dán součinem  $x$  a  $y$ .



Obr. 30: Násobič

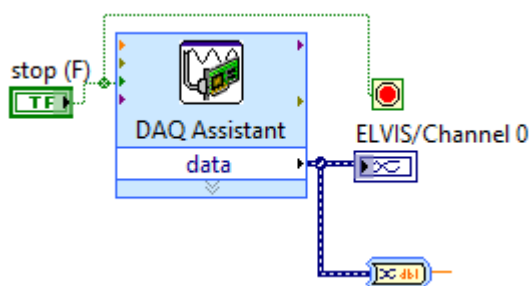
Signál je poté přiveden na vstup bloku *DAQ Assistant*, kterým se nastavuje výstup signálu na nepájivém poli. V programu je nastaven výstup na ao0. Dále je zde nastaveno, že signál je měřen vzhledem k zemi. Generování signálu je v kontinuálním režimu, což znamená, že signál je generován tak dlouho, dokud není zastaven. Jednotlivé bloky jsou propojeny datovým typem *dynamic data*.



Obr. 31: Generování EKG signálu

## Načtení signálu pomocí DAQ Assistant

Signál, který je vyslán do hardwarové části, je po filtraci a zesílení nutné opět načíst do počítače pro další zpracování. K tomuto účelu se použije opět blok *DAQ Assistant*. V tomto případě jsou načteny dva typy signálu. Jednak se načte generovaný EKG signál a jednak signál, který prošel úpravou v hardwarové části. V bloku je zapotřebí nastavit ke každému signálu příslušný vstup na nepájivém poli. V tomto případě je signál nastaven na vstup ai6 pro signál po upravě a na vstup ai7 pro generovaný EKG signál.



Obr. 32: Načtení signálu

Na vstup je blok propojen se smyčkou *while*, která je s blokem propojena pomocí datového typu *boolean*. Smyčka *while* vykonává nahrávání signálu tak dlouho, dokud není splněna podmínka (je dána na principu true and false). Podmínka je dána tlačítkem stop. Pokud je tlačítko zmáčknuto, podmínka je splněna, vyšle se z tlačítka binární číslo logická 1 (True) a cyklus nahrávání signálu se zastaví.

Na výstupu bloku je signál přiveden do bloku grafu *ELVIS/Channel 0*, který se zobrazí ve formě panelu jako graf s názvem *Channel 0*, v tomto grafu bude zobrazen jednak signál upravený v hardwaru a jednak generovaný EKG signál.



Obr. 33: Převodník datového typu

Další komponentou je blok pro změnu datového typu. Tento blok převádí datový typ *dynamic data* na datový typ s plovoucí desetinnou čárkou s dvojnásobnou přesností. Po otevření tohoto bloku je možné nastavit vstupní a výstupní datový typ hrany. Nastavuje se také signál, který bude na výstupu využíván.

## Umocnění signálu

Upravený signál je zapotřebí ještě umocnit, aby se získaly více viditelné vlny P pro přesnější detekci píku. Signál se umocní na druhou pomocí matematického operátoru *Square*.

Avšak pokud by se provedlo pouze umocnění signálu, došlo by k tomu, že záporné napěťové hodnoty by se také umocnily. Výsledkem by byly falešné píky těchto záporných hodnot. Aby bylo zamezeno těmto chybám, tak je k signálu přičtena jednička pomocí operátoru *Plus*. V důsledku této operace se větší část signálu dostane do kladných hodnot.

Následuje umocnění signálu, což umožňuje zbavit se záporných hodnot. Aby se signál vrátil zpět do původní polohy, bylo zapotřebí signál opět odmocnit pomocí operátoru *Square root*. Touto operací však už nevznikly, žádné záporné hodnoty. Následně je od signálu odečtena napěťová hodnota 1 mV pomocí operátoru *Minus*.

Po těchto úpravách vznikl signál nezáporný a vhodný pro umocnění. Následuje umocnění signálu, čímž se zesílí napěťové hodnoty P vln.



Obr. 34: Umocnění signálu

## Detekce píku P-vlny

Pro detekci píku P vlny je využit blok *Peak detector*. Detektor umožňuje nalézt lokální maxima (Peak) a lokální minima (valley). Pro detekci píku P vlny bude využito vyhledání lokálních maxim. Blok pracuje na principu takovém, že na jeho výstupu bude binární číslo 1 nebo 0 (true a false).



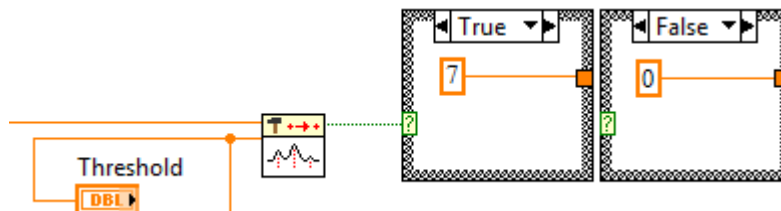
Obr. 35: Peak detector

Pokud nastane situace, kdy je detekován pík, detektor vyšle binární číslo 1 do struktury *case*, pokud není detekován vysílá se binární číslo 0. Ve struktuře *case* obě tyto hodnoty tvoří logický výraz *true* nebo *false*. Jedná se o dvouhodnotovou logickou strukturu, se dvěma rámci. Jeden rámec patří logické 1 (True) a druhý logické 0 (False).

Logický výraz *true* je nastaven tak, že při přivedení logické jedničky na vstup struktury dojde k vygenerování píku o amplitudě 7 mV. Pokud je přivedena na vstup struktury logická 0, signál bude mít napěťovou hodnotu 0 mV.



Podmínku určuje práh (Threshold). Tento práh vymezuje hranici píků. Pomocí číselného ovladače je možné nastavovat velikost napětí práhu. Píky nacházející se nad tímto práhem splňují podmínku a píky nacházející se pod ní nesplňují podmínku.



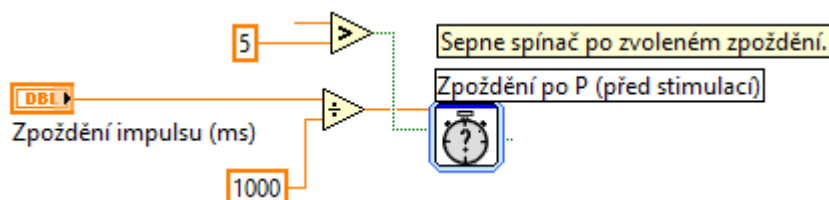
Obr. 36: Princip peak detector

*Peak detector* je se strukturou *case* spojen pomocí datového typu *boolean*. *Threshold* a vstupní upravený signál je přiveden na *peak detector* pomocí datového typu *double*.

### P-Q interval

Pro zpoždění aplikování stimulačního impulsu, které je důležité z fyziologického hlediska, se využije signálový výstup ze struktury *case*. Výstup je porovnáván s předem nastavenou číselnou konstantou. Pokud je hodnota výstupu větší než pět, tak se vyšle binární číslo logická 1 pomocí datového typu *boolean* do bloku *Elapsed time*. Pokud je hodnota výstupu menší než pět, pak se vyšle binární číslo logická nula. Hodnota pět je fixně nastavena pomocí konstanty. Ze struktury *case* může být vyslán napěťový signál pouze dvou hodnot, a to signál o hodnotě 7 mV nebo 0 mV.

Blok *Elapsed time* zajišťuje zpoždění signálu v čase. Velikost zpoždění se nastavuje pomocí číselného ovladače a to v milisekundách. Jelikož je číselný ovladač definován v sekundách je zapotřebí výslednou hodnotu vydělit tisícem, čímž se získají milisekundy. Ihned jakmile se dostane binární číslo logická 1 na vstup bloku *Elapsed time*, je zahájena doba odpočtu nastavené doby zpoždění, čímž je z bloku vysíláno binární číslo logická 0. Jakmile uplyne nastavená doba zpoždění, vyšle se binární číslo logická 1 pomocí datového typu *boolean*.



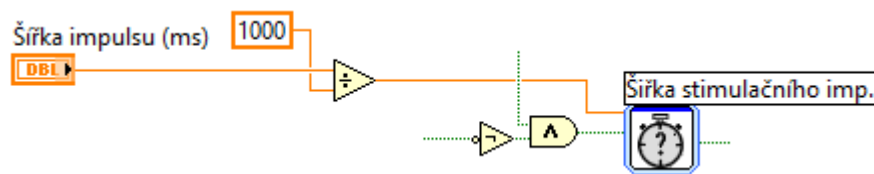
Obr. 37: Nastavení zpoždění stimulačního impulsu (PQ interval)

## Nastavení šířky stimulačního impulsu

Binární číslo logická nula přicházející ze zpožďovací části se dostává na vstup logické operace AND a také do posuvného registru. V dalším cyklu posuvný registr vrací zpátky binární číslo logickou 0, přičemž je tato nula negována pomocí logické operace NOT na logickou 1. V stejném cyklu je již ze zpožďovače vyslána logická 1. Na obou vstupech logické operace AND se nacházejí dvě jedničky.

Logická operace AND provádí funkci tzv. logický součin, tedy pokud jsou na vstupu dvě logické jedničky, tak na výstupu je logická jednička. Pokud je na jakýkoliv vstup přivedena logická 0, tak na výstupu je vždy logická nula.

Signál z logické operace AND je pomocí datového typu *boolean* přiveden na vstup bloku *Elapsed time*. Tento blok slouží k nastavení šířky stimulačního impulsu. Šířku stimulačního impulsu je opět možné manuálně nastavit pomocí číselného ovladače. Hodnota ovladače je v sekundách proto je zapotřebí ji vydělit konstantou s hodnotou tisíc, abychom získali milisekundy. Jakmile je na vstupu bloku *Elapsed time* logická 1, vyšle tento blok logickou nulu. Po uplynutí nastavené doby (šířky stimulačního impulsu) vyšle logickou 1.

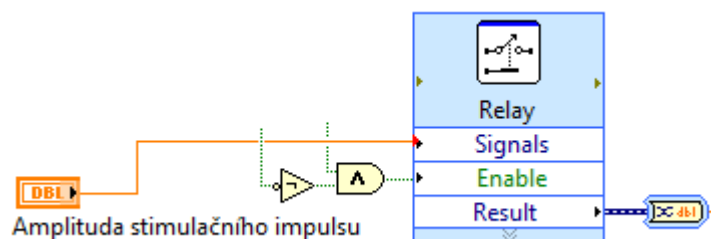


Obr. 38: Nastavení šířky stimulačního impulsu

## Generování stimulačního impulsu

K samotnému generování stimulačního impulsu se využívá blok *Relay*. V čase kdy je z bloku pro nastavení šířky stimulačního impulsu vyslána logická 0, tak z bloku pro nastavení délky zpoždění je vyslána logická 1. Logická 0 je negována logickou operací NOT a ve výsledku jsou na vstupu logické operace AND dvě logické jedničky. Na základě této situace se vyšle z logické operace AND logická 1, která je přivedena na vstup bloku *Relay*. Zde způsobí náběh hrany stimulačního impulsu.

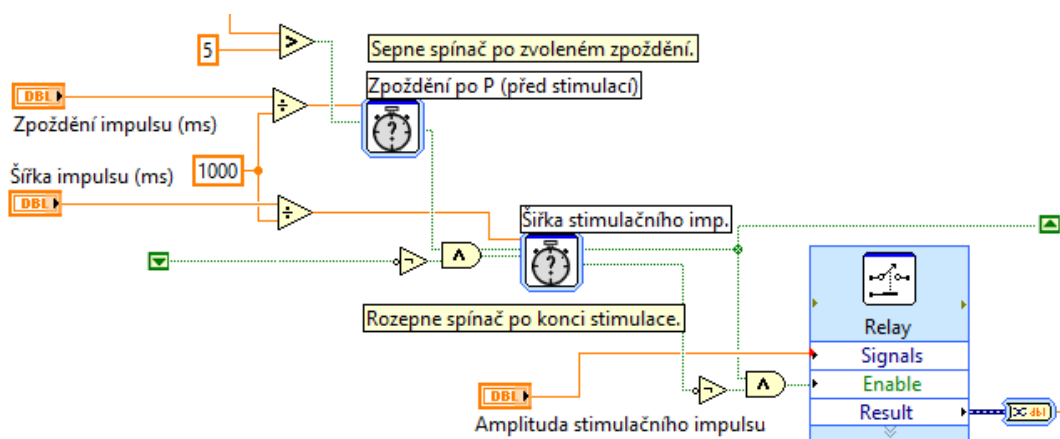
Stimulační impuls trvá tak dlouho, dokud se na vstupu neobjeví logická 0, což nastane v případě kdy je ukončena doba nastavená na bloku šířky stimulačního impulsu. Po uplynutí této doby je na vstupu tohoto bloku logická 1, která je negována na logickou 0. Tedy výsledkem logické operace AND je logická 0.



Obr. 39: Generování stimulačního impulsu

Velikost amplitudy stimulačního impulsu je možné nastavit pomocí číselného ovladače. Na výstupu bloku *Relay* je stimulační impuls vyveden pomocí datového typu *dynamic data*.

Jednotlivé bloky pro generování stimulačního impulsu jsou propojeny datovým typem *boolean*. Číselné ovladače a zobrazovače jsou připojeny k hlavnímu bloku pomocí skalárního datového typu „double“.



Obr. 40: Všechny bloky pro realizaci stimulačního impulsu

## Zobrazení signálu

Pro porovnání signálu byly všechny signály (původní EKG signál, signál upravený v hardwaru, signál pík detektoru, signál prahu a výsledný stimulační signál) přivedeny na společný vstup zobrazovače, který se zobrazí ve front panelu jako *Channel 1*.

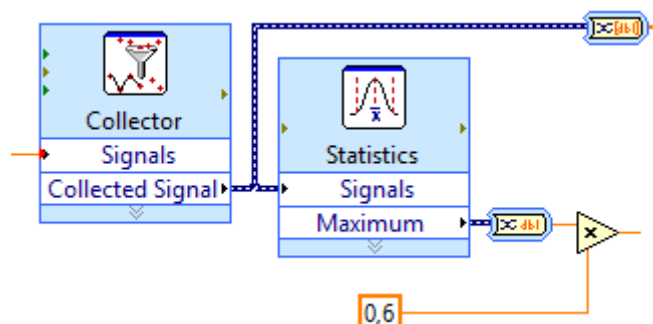


Obr. 41: Zobrazení signálů

## Výpočet tepové frekvence

Pro výpočet tepové frekvence je použit umocněný signál. Tedy tepová frekvence je zjišťována na základě P vln. Signál nejprve vstupuje pomocí datového typu *floating-point numeric* do bloku *Collector*. Tento blok funguje jako zásobník na vzorky signálu, tedy vzorky dat se v něm shromažďují a to až do stanoveného maxima počtů vzorků na kanál. Po otevření bloku se zobrazí okno, do tohoto okna se vloží desetinásobek vzorkovací frekvence, kterým byl signál vzorkován. Po této úpravě bude v bloku *Collector* počet vzorků odpovídající deseti sekundám reálného času. Nastavením počtů vzorků v okně se stanoví maximum vzorků, které blok může načíst. Výstup bloku je pro další zpracování veden pomocí datového typu *dynamic data*.

Z nashromážděných deseti sekund vzorků se vypočítá maximum pomocí bloku *Statistics*. Blok vrátí vybraný parametr, v tomto případě maximum, vstupního signálu v průběhu na výstup bloku. Maximum je důležité pro stanovení prahu bloku *Peak detector*. Výstupní signál, který obsahuje maximum, je převeden z datového typu *dynamic data* na skalární datový typ *floating-point numeric*. Výstupní signál je nutné vynásobit číselnou konstantou 0,6. Po vynásobení konstantou se získá práh blok *Peak detector*.

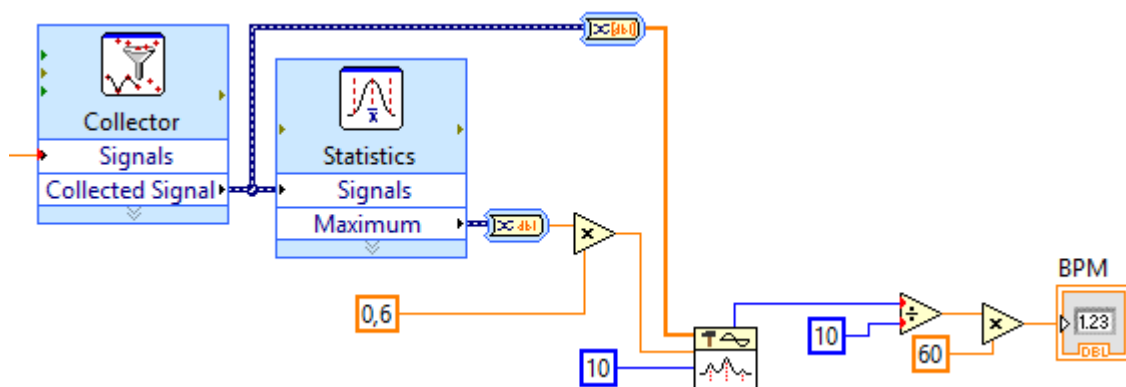


Obr. 42: Bloky pro stanovení úseků signálu a prahu

Posledním blokem je *Peak detector*. Do tohoto bloku vstupuje jednak signál z *collectoru*, který obsahuje signál odpovídající počtu vzorků během deseti sekund, a jednak signál z bloku *Statistics*, který obsahuje napěťovou hodnotu prahu. Signál, přicházející z bloku *Collector*, je převeden z datového typu *dynamic data* na datový typ *floating-point numeric*. *Peak detector* vypočítá v daném úseku signálu (10 s) počet píků, které přivede na výstup. Na výstupu je signál vyveden pomocí datového typu *integer numeric*. Signál vysílá celočíselnou hodnotu, a to počet píků.

Výsledný počet píků je zapotřebí vydělit číselnou konstantou, a to deseti, protože počet píků se nachází v deseti sekundách. Po vydělení se získá frekvence opakování píků v hertzech. Aby bylo možné získat tepovou frekvenci P vln, je zapotřebí vynásobit výslednou hodnotu

šedesáti čímž se získá počet P vln za minutu. Tedy ve výsledku se zobrazí v číselném zobrazovači počet tepu za minutu (BPM).

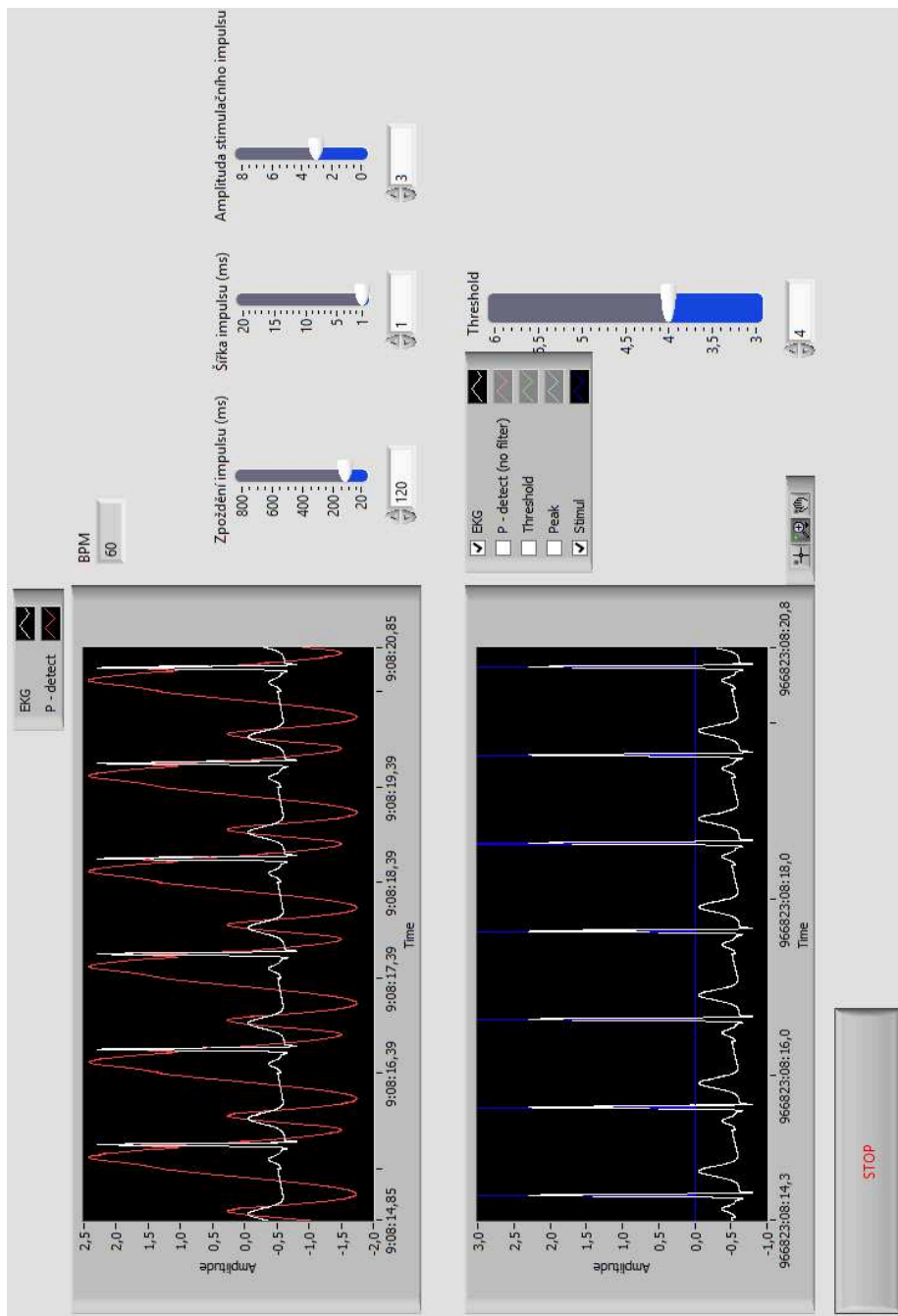


Obr. 43: Bloky pro výpočet tepové frekvence

### 6.3.2 Front panel (čelní panel)

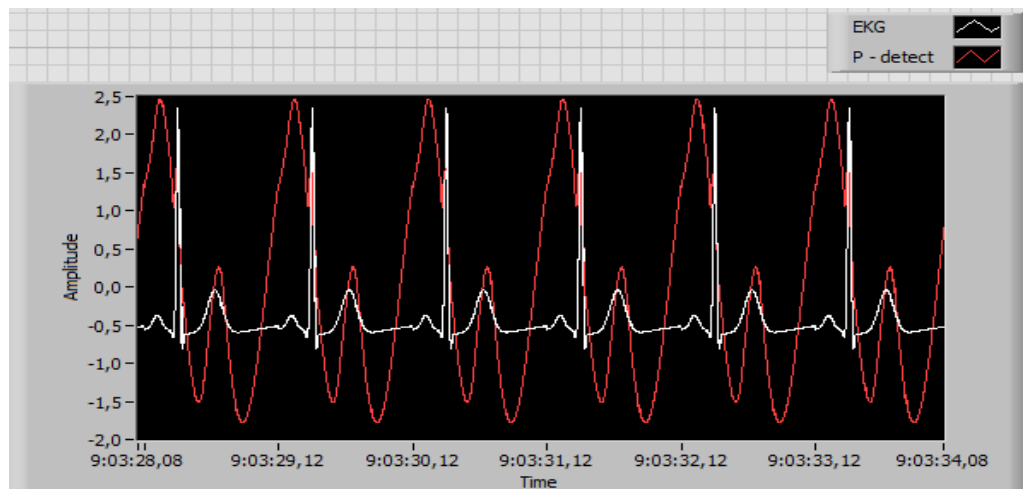
Tato část tvoří uživatelské rozhraní daného virtuálního přístroje. Určuje, jak program bude vypadat a jak bude fungovat. Pomocí jednotlivých objektů je možné zadávat různé hodnoty, nebo popřípadě řídit nastavitelné parametry programu.

#### Vzhled programu čelního panelu



Obr. 44: Vzhled programu čelního panelu

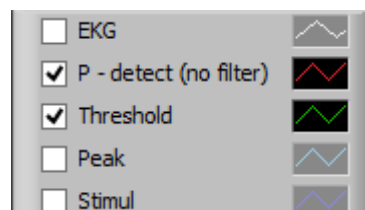
## Zobrazení EKG signálu a upraveného signálu



Obr. 45: Zobrazení EKG signálu a upraveného signálu

Na obrázku 45 je zobrazen jednak generovaný EKG signál (šedý signál) a jednak signál, který prošel hardwarovou částí (červený signál), tedy filtrací rezonančním zesilovačem. Je patrné, že na původním signálu došlo k výraznému zesílení v oblasti vlny P. Naopak kmit R byl filtrován. Z obrázku lze také poznat, že nedošlo k žádnému výraznému zpoždění signálu upraveného vzhledem k původnímu signálu. Což při původní realizaci se softwarovou filtrací tomu tak nebylo, kdy signál byl zpožděn až o 150 ms.

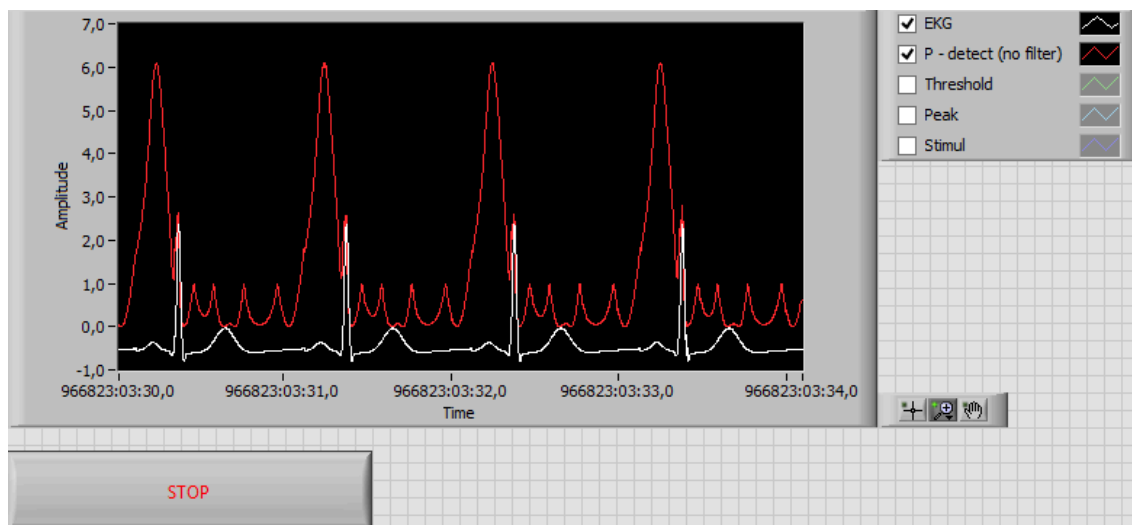
## Přepínání grafu v čelním panelu



Obr. 46: Přepínání grafů v čelním panelu

Za pomoci tabulky na obrázku 46 lze nastavovat viditelnost jednotlivých grafů. V tomto případě jsou zatrhnuty dva grafy.

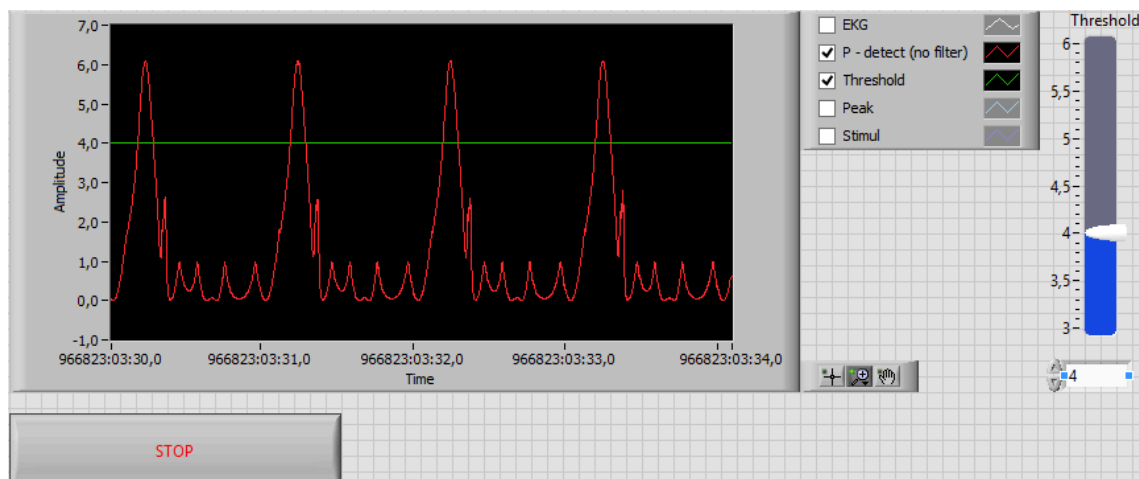
### Zobrazení umocněného upraveného signálu vzhledem k EKG signálu



Obr. 47: Zobrazení umocněného upraveného signálu vzhledem k EKG signálu

Na obrázku 47 je červenou barvou znázorněn umocněný upravený signál. Je patrné, že došlo k výraznému napětíovému zesílení v oblasti vlny P a to přibližně z 2,5 mV na 6 mV. Dále je vidět, že byly odstraněny záporné hodnoty signálu. Došlo k umocnění signálu i v oblasti kmitu R, avšak jeho původní napětíová hodnota byla malá, a proto výsledné umocnění vytvořilo větší rozestup mezi vrcholy vlny P a kmitu R.

### Zobrazení práhu pík detektoru



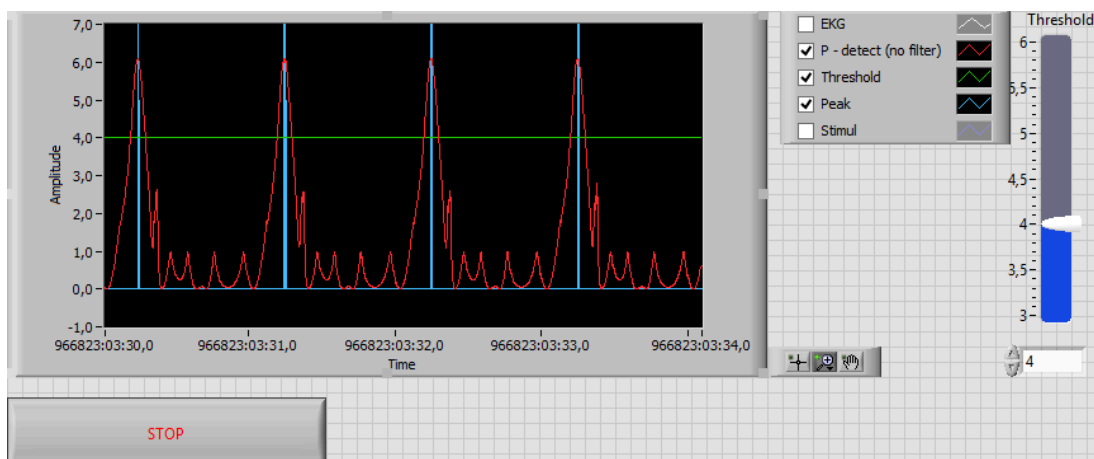
Obr. 48: Zobrazení práhu pík detektoru

Na obrázku 48 je zobrazen umocněný signál (červeně) a práh pík detektoru (zeleně). Tento práh je možné nastavit pomocí číselného ovladače, který se nachází v pravé části obrázku. Nastavení je možné jednak pomocí posuvného jezdce nebo přesněji pomoci nastavení



požadované hodnoty. Nastavení práhu je omezeno na rozmezí 3 mV až 6 mV. Hodnoty nad horní mezí by nezachytávaly žádné píky a hodnoty pod touto mezí by zachytávaly i falešné píky z R kmitů.

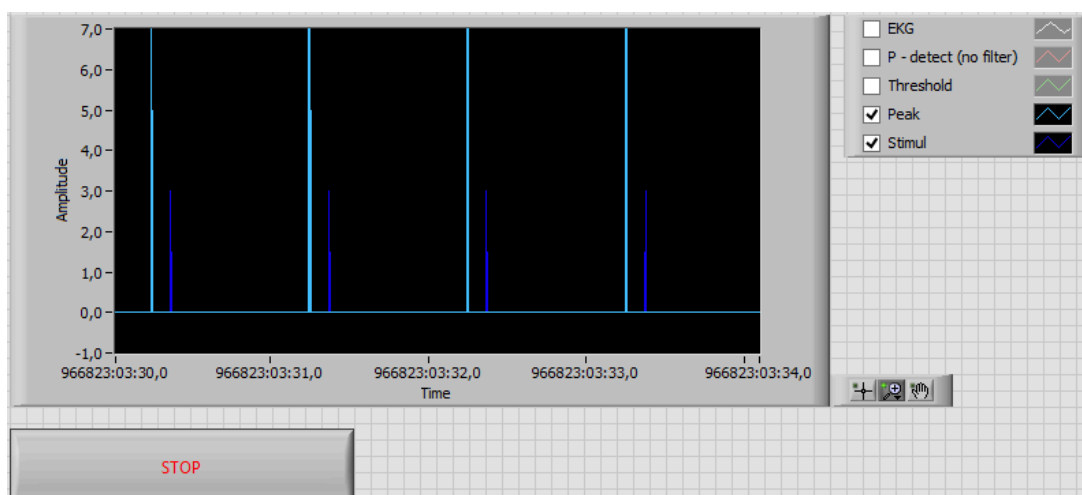
### Zobrazení píku pík detektoru



Obr. 49: Zobrazení píků pík detektoru

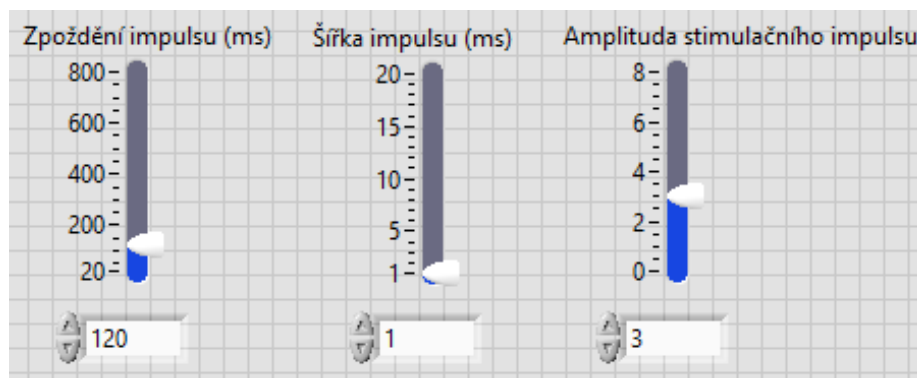
Na obrázku 49 je patrný modrou barvou pík. Jedná se o zesílení signálu v místě, kde byla detekovaná vyšší napěťová hodnota signálu, než je napěťová hodnota nastaveného práhu. Pík v tomto případě způsobil zesílení signálu z nuly na 7 mV. V ostatních případech, kdy pík není detekován, je napěťová hodnota signálu 0 mV.

### Zobrazení zpoždění stimulačního impulsu vzhledem k píku



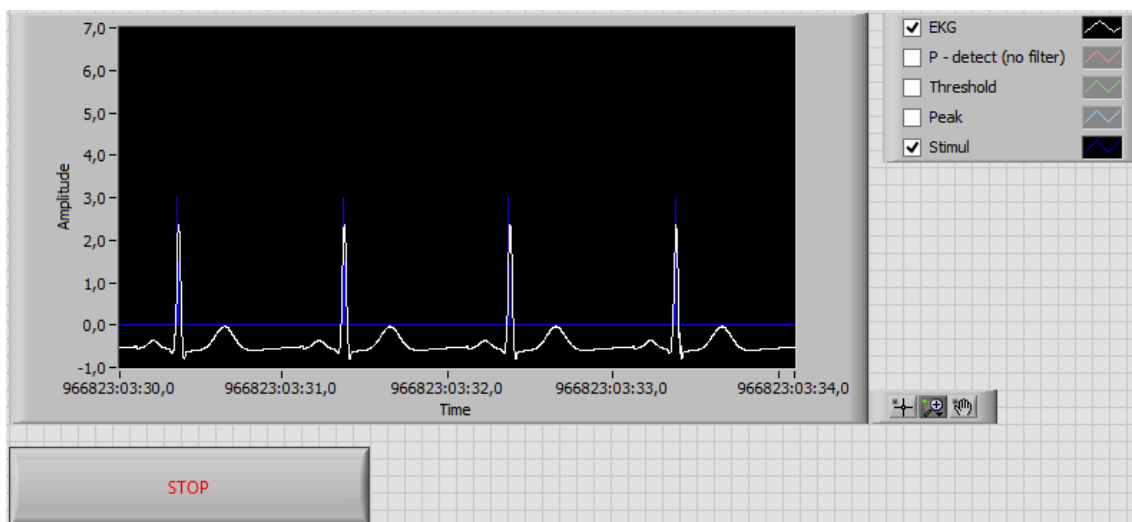
Obr. 50: Zobrazení zpoždění stimulačního impulsu vzhledem k píku

Na obrázku 50 jsou patrné vygenerované stimulační impulsy (tmavě modrá). Proto, aby stimulační impuls byl aplikován právě do R kmitu je zapotřebí nastavit zpoždění generování stimulačního impulsu vzhledem k detekované P vlně prostřednictvím píku. Zpoždění stimulace lze nastavit pomocí číselného ovladače. Pomocí dalších číselných ovladačů lze nastavit jednak šířku stimulačního impulsu a jednak jeho amplitudu.



Obr. 51: Číselné ovladače pro nastavení stimulačního impulsu

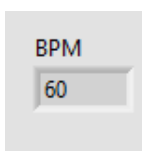
## Generování stimulačního impulsu v EKG signálu



Obr. 52: Generování stimulačního impulsu v EKG signálu

Na obrázku 52 je znázorněn stimulační impuls v EKG signálu. Aby došlo ke vzniku R kmitu je zapotřebí, aby stimulační impuls zasáhl právě do této oblasti. V reálném čase pak na základě každé detekované P vlny vznikne stimulační impuls s nastaveným zpožděním.

## Zobrazení tepové frekvence



Obr. 53: Zobrazení tepové frekvence

Vypočtená tepová frekvence se zobrazí ve výsledném čelním panelu jako číslo okamžité hodnoty pulsu.

## ZÁVĚR

Diplomová práce na téma „Realizace řízeného kardiostimulátoru“ obsahuje teoretickou a praktickou část.

V teoretické části jsem se zaměřil na základní principy fungování srdeční činnosti, její měření a poruchy. Následně jsem popsal možné způsoby léčby těchto poruch pomocí přístrojů, kde jsem se zejména zaměřil na technickou léčbu pomalých poruch srdečního rytmu. Kardiostimulátor je přístroj, jenž tyto poruchy kompenzuje, proto jsem se jim hlouběji zabýval. Zaměřil jsem se na základní dělení a principy fungování tohoto přístroje. Konkrétněji jsem zkoumal funkčnost kardiostimulátoru řízeného P vlnou. Jelikož jsem pro realizaci kardiostimulátoru využíval hardwarové zařízení typu NI Elvis II+ a příslušný software LabVIEW, popsal jsem základní komunikaci mezi těmito prvky.

Praktická část je zaměřena na samotnou realizaci kardiostimulátoru řízeného P vlnou. Tuto realizaci jsem rozdělil do dvou okruhů. První okruh je zaměřen na hardwarovou problematiku. Zde jsem filtroval P vlny a následně provedl její zesílení z původního EKG signálu. Na základě těchto skutečností jsem mohl přistoupit k druhému okruhu, což je další zpracování signálu, ale už v programu LabVIEW – softwarová problematika. Pro následnou konstrukci přístroje jsem byl nucen generovat v programu EKG signál, jelikož k reálnému signálu jsem neměl přístup. Poté jsem v programu zpracovával signál, který byl upraven v hardwarové části. Signál jsem nejprve zesílil umocněním, následně ze zesílených P vln bylo možné detekovat píky signálu. Na základě každého detekovaného píku byl aplikován stimulační impuls. Pro zajímavost jsem naprogramoval výpočet tepové frekvence P vln.

Při vypracování mé práce jsem se setkal s komplikací při filtraci signálu. Původně jsem měl záměr signál filtrovat v programu LabVIEW, ale po této filtraci došlo k nežádoucímu zpoždění signálu. Byl jsem tedy nucen tuto filtraci provést hardwarově.

Hlavním cílem mé diplomové práce bylo vymezit základní informace související s funkcí srdce a kardiostimulátoru. Následně realizovat kardiostimulátor řízený P vlnou. Všechny tyto části práce obsahuje, tudíž lze usoudit, že cílů bylo dosaženo.

## ZDROJE

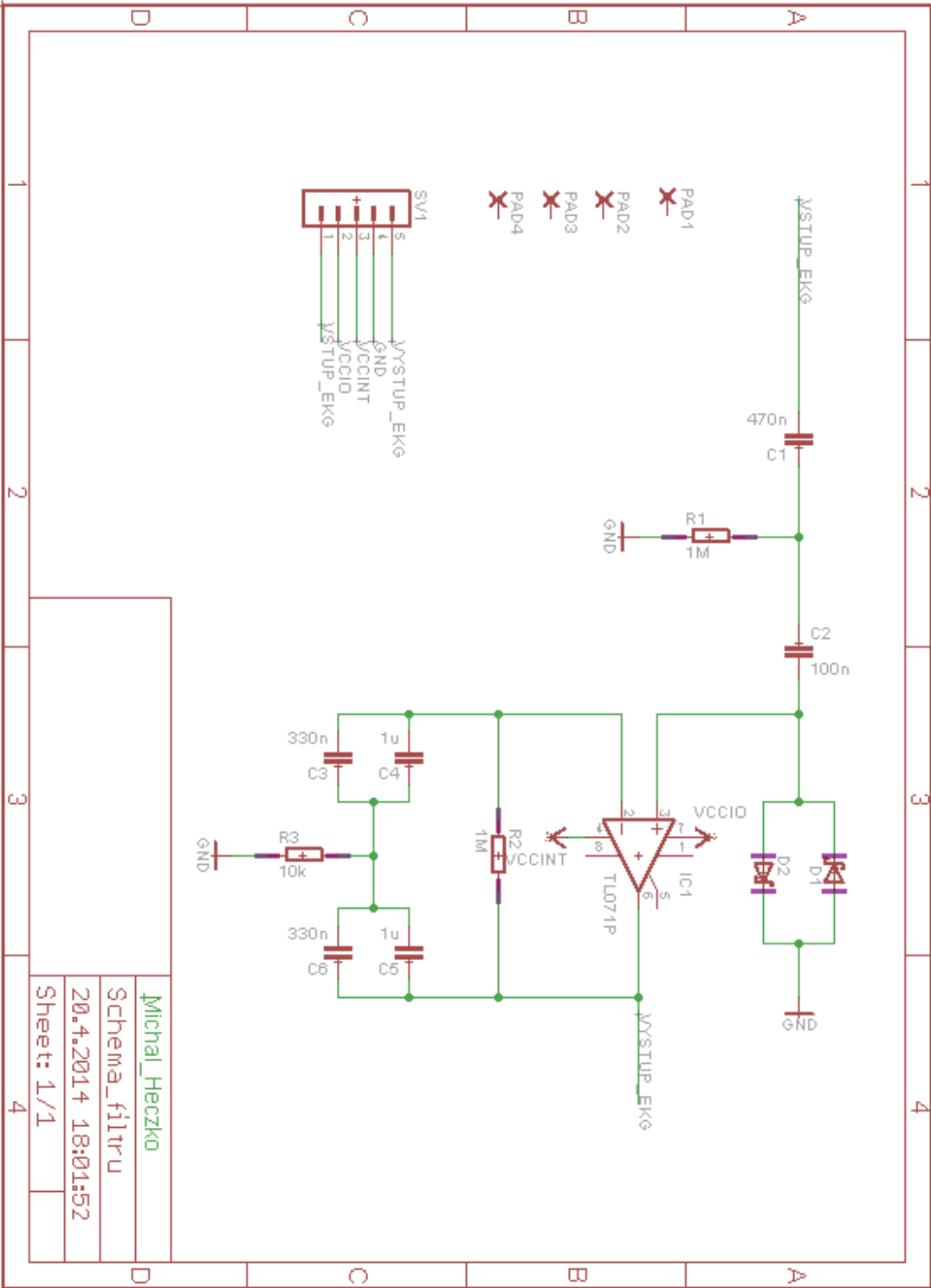
- [1] VALÍČEK, Libor. DOMÁCÍ MĚŘENÍ EKG SRDEČNÍ ČINNOSTI. In: *www.zdravi-cz.eu* [online]. 2013 [cit. 2013-11-10]. Dostupné z: <http://compex.zdravi-cz.eu/domaci-mereni-ekg.php>
- [2] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, s. 800. ISBN 978-802-4730-684.
- [3] ECG Waveform In Detail. In: *ECG Guru - Instructor Resources* [online]. [cit. 2013-11-10]. Dostupné z: <http://ecgguru.com/heart-art?page=1>
- [4] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I: geneze, zpracování a analýza*. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1992, s. 204. ISBN 80-01-00884-3.
- [5] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, s. 332. ISBN 80-248-0751-3.
- [6] O'ROURKE, Robert A, Richard A WALSH a Valentí FUSTER. *Kardiologie: Hurstův manuál pro praxi*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2010, s. 800. ISBN 978-802-4731-759.
- [7] KOPAS, David. *Kardiostimulační technika*. 1. vyd. Praha: Mladá fronta, 2011, s. 206. ISBN 978-802-0424-921.
- [8] Electrograms - Intracardiac Electrogram's. In: *The EP Lab. com* [online]. 2013 [cit. 2013-11-12]. Dostupné z: <http://www.theeplab.com/B-The-Members-Center/A000-Electrograms/C-Intracardiac-EGMs/DC00-Intracardiac-EGMs.php>
- [9] HAMAN, Petr. Výukový web EKG. In: *Výukový web EKG* [online]. 2010 [cit. 2014-01-17]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/>
- [10] ALVÍNOVÁ, Hana a Helena MICHÁLKOVÁ. Život s kardiostimulátorem. In: *Sestra* [online]. c 2014 [cit. 2014-01-17]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/sestra/zivot-s-kardiostimulátorem-463441>
- [11] Practical Clinical Skills: EKG Training - Electrocardiogram Center. In: *Practical Clinical Skills: EKG Training - Electrocardiogram Center* [online]. c 2014 [cit. 2014-01-17]. Dostupné z: <http://www.practicalclinicalskills.com/ekg.aspx>
- [12] ROZMAN, Jiří. *Terapeutická technika*. 1. vyd. Brno: VUT, 2000, s. 126. ISBN 80-214-1488-x.
- [13] HABERL, Ralph. *EKG do kapsy*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2012, s. 288. ISBN 978-802-4741-925.
- [14] PENHAKER, Marek. *Lékařské terapeutické přístroje*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007, s. 216. ISBN 978-80-248-1558-9.

- [15] CARDIAC pacemakers - engineering marvels. In: *The journal* [online]. 2011 [cit. 2013-11-14]. Dostupné z: <http://thepansilu.blogspot.cz/2011/01/cardiac-pacemakers-engineering-marvels.html#comment-form>
- [16] Atrium-controlled heart pacemaker. In: *Patenty* [online]. 2012 [cit. 2013-11-15]. Dostupné z: <http://www.google.com/patents/US4723551>
- [17] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vyd. Praha: Academia, 2006, s. 406. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [18] Business-improvement.eu. In: . *Business-improvement.eu* [online]. 2012 [cit. 2014-01-18]. Dostupné z: [http://www.business-improvement.eu/toc/TOC\\_eng.php](http://www.business-improvement.eu/toc/TOC_eng.php)
- [19] VALENTA, Petr. *Pomůcky pro výuku elektrotechniky* [online]. Olomouc, 2013 [cit. 2014-04-30]. Dostupné z: <http://theses.cz/id/5ut6st/00174691-578361335.pdf>. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci.
- [20] What is NI ELVIS?. In: *National Instruments* [online]. 2013 [cit. 2014-04-30]. Dostupné z: <https://www.ni.com/white-paper/8599/en/>
- [21] NATIONAL INSTRUMENTS. In: *NI Educational Laboratory Virtual Instrumentation Suite II Series (NI ELVIS II Series) User Manual* [online]. Austin (Texas), 2011 [cit. 2014-04-30]. Dostupné z: <http://www.ni.com/pdf/manuals/374629c.pdf>
- [22] VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. *Začínáme s LabVIEW*. 1. vyd. Ilustrace Viktorie Vlachová. Praha: BEN - technická literatura, 2008, 248 s. ISBN 978-80-7300-245-9.

## **SEZNAM PŘÍLOH**

<b>Příloha I.</b>	<b>Schéma filtru P vlny</b>
<b>Příloha II.</b>	<b>Návrh desky filtru P vlny</b>
<b>Příloha III.</b>	<b>Příloha na DVD – Program v LabVIEW</b>

# Příloha I.





## Příloha II.

